



**Università di Pisa**

**Dipartimento di Ingegneria dell'informazione**

**Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica**

Anno Accademico 2012/2013

**Tesi di Laurea Magistrale**

*ANALISI DEL CONTATTO IN PROTESI*

*D'ANCA "HARD-ON-HARD"*

Candidato:

**Nicola Punzi**

Relatori:

**Ing. Francesca Di Puccio**

**Ing. Lorenza Mattei**

Indice

1	Generalità sulle protesi d'anca .....	5
1.1	L'articolazione dell'anca .....	5
1.1.1	Cenni anatomici .....	5
1.1.2	Movimenti .....	6
1.2	Disturbi dell'articolazione .....	8
1.2.1	L'osteoartrite .....	8
1.2.2	Artrite reumatoide .....	8
1.2.3	Necrosi avascolare .....	8
1.3	Protesi d'anca .....	9
1.3.1	Protesi totali .....	9
1.3.2	Endoprotesi .....	9
1.3.3	Protesi di rivestimento.....	10
1.4	Materiali usati per le protesi d'anca .....	11
1.5	Procedura chirurgica impianto protesi totale d'anca .....	13
2	Modellazione FEM delle protesi d'anca.....	19
2.1	Stato dell'arte sui modelli numerici di protesi di anca .....	19
2.1.1	Protesi totali d'anca .....	19
2.1.1.1	Edge-Loading Severity as a Function of Cup Lip Radius in Metal-on-Metal Total Hips— A Finite Element Analysis .....	19
2.1.1.2	Effect of cup abduction angle and head lateral microseparation on contact stresses in ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty .....	21
2.1.1.3	Influence of Acetabular Cup Rim Design on the Contact Stress During Edge Loading in Ceramic-on-Ceramic Hip Prostheses .....	24
2.1.1.4	Hard-on-Hard Total Hip Impingement Causes Extreme Contact Stress Concentrations ..	26
2.2	Stato dell'arte di Protesi di rivestimento .....	29
2.2.1	Finite Element Analysis of the Contact Mechanics of Ceramic-on-Ceramic Hip Resurfacing Prostheses .....	29
2.3	Edge loading: elementi con maggiore influenza .....	32
3	Modello sviluppato .....	36
3.1	Descrizione del modello .....	37
3.1.1	Parametri del modello .....	38
3.1.2	Dimensioni e <i>clearance</i> .....	38
3.1.3	Angolo di inclinazione della coppa.....	39

3.1.4	Materiali utilizzati .....	39
3.1.5	Modello nominale .....	40
3.1.6	Condizioni di vincolo e di carico .....	41
3.1.7	Creazione <i>loadstep</i> e condizioni di contatto.....	41
3.2	Mesh del modello .....	42
3.3	Analisi di convergenza al variare della mesh .....	43
3.4	Piano delle simulazioni.....	43
3.5	Secondo modello sviluppato.....	44
4	Risultati.....	48
4.1	Analisi di convergenza del modello .....	48
4.2	Analisi della validità della soluzione Hertziana .....	49
4.3	Effetto dell'angolo di inclinazione della coppa: simulazione del contatto di bordo .....	51
4.3.1	Analisi di contatto protesi CoC .....	51
4.3.2	Analisi di contatto in protesi MoM .....	62
4.3.3	Confronto del contatto di bordo in protesi CoC e MoM .....	72
4.4	Effetto della geometria .....	73
4.4.1	Effetto della <i>clearance</i> .....	73
4.4.1.1	Protesi CoC di 28mm .....	73
4.4.1.2	Protesi CoC di 32mm.....	76
4.4.1.3	Protesi CoC di 36mm .....	78
4.4.2	Effetto del diametro.....	80
4.4.3	Effetto combinato della <i>clearance</i> e del diametro al variare dell'angolo d'inclinazione della coppa.....	82
4.5	Risultati del secondo modello sviluppato .....	84
5	Conclusioni.....	90
	Appendice A .....	93
	Eventi rilevanti dell'evoluzione della protesi d'anca .....	93
6	Bibliografia .....	113

## Introduzione

In tempi recenti si è registrata un'evoluzione nello studio delle protesi d'anca, che ha portato quest'ultima ad essere considerata uno dei principali successi nel settore ortopedico. Tali risultati non esimono da successivi miglioramenti e ulteriori ricerche a riguardo.

Il presente lavoro di tesi si propone, appunto, di focalizzare l'attenzione su ***protesi totali d'anca "hard-on-hard"*** (metallo su metallo o ceramica su ceramica), ovvero su quelle protesi composte dai materiali più utilizzati nella medicina attuale, concentrandosi sulla sezione coppa testa della protesi. Il motivo di tale scelta risiede nel fatto che questa sezione rappresenta il "cuore" della protesi stessa, in quanto, è il punto in cui nascono le pressioni di contatto, ovvero quelle pressioni e quegli sforzi che hanno portato in passato al fallimento e all'usura delle protesi metallo su metallo o metallo su polietilene.

Nel capitolo 1 del presente lavoro saranno descritti in primo luogo l'anatomia dell'articolazione dell'anca, i movimenti che essa consente e i disturbi tipici di questa articolazione. Sempre nello stesso capitolo sono descritte, in seguito, le varie tipologie di protesi d'anca disponibili, le tipologie di materiali da cui sono costituite e una breve descrizione della procedura chirurgica di impianto di una protesi totale d'anca.

Il capitolo successivo (capitolo 2) tratta principalmente dei modelli ad elementi trovati effettuando una ricerca sullo stato dell'arte. I principali modelli trovati sono stati quindi descritti e riassunti. Oltre alla descrizione dei vari modelli trovati infondo al capitolo sono riportati i parametri, tratti dalle ricerche effettuate sullo stato dell'arte. Questi sono risultati i parametri con maggiore influenza sul contatto tra testa e coppa della protesi e sul contatto di bordo.

Il capitolo 3 riguarda i modelli che sono stati sviluppati nel seguente lavoro di tesi. In questo capitolo dopo aver espresso con maggior dettaglio lo scopo del presente lavoro di tesi sono descritti i vari passi per la costruzione, creazione delle condizioni al contorno e meshatura dei modelli sviluppati. Infine sono specificati i vari piani delle simulazioni effettuate.

Nel quarto capitolo sono raccolti ed analizzati i risultati ottenuti per le simulazioni effettuate.

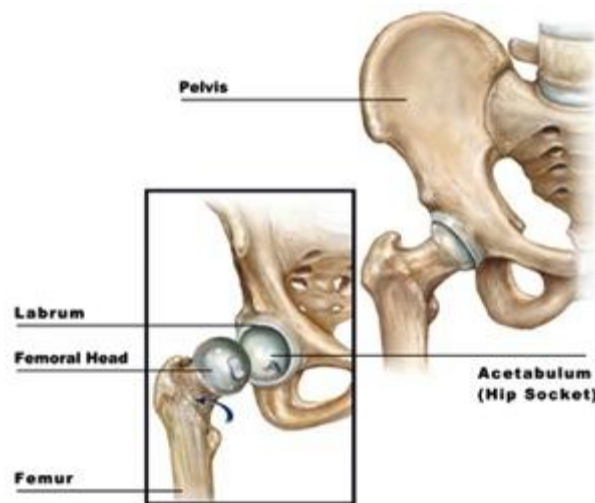
Infine nel quinto e ultimo capitolo sono raccolte le conclusioni tratte da questo lavoro di tesi.

# 1 Generalità sulle protesi d'anca

## 1.1 L'articolazione dell'anca

### 1.1.1 Cenni anatomici

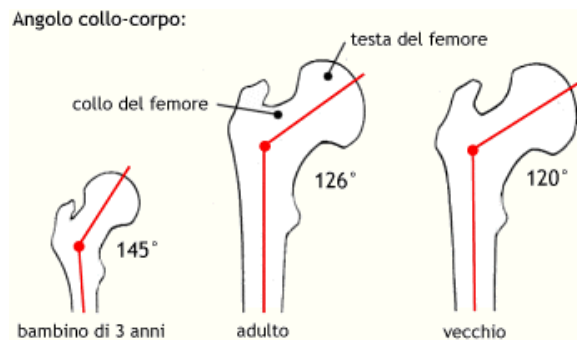
L'anca è un'articolazione sinoviale [RIF 33] che collega l'arto inferiore al tronco. Si compone di una sfera sinoviale (testa del femore) e una presa (acetabolo). Il suo funzionamento si basa sull'accoppiamento sferico tra la testa del femore e la cavità acetabolare che la ospita. In termini meccanici si tratta di un giunto sferico. Comparata con l'articolazione della spalla, anch'essa assimilabile ad un giunto sferico, essa presenta una maggiore stabilità ma una minore libertà di movimento. La testa del femore forma circa i due terzi di una sfera ed è ricoperta da cartilagine articolare più spessa superiormente e che va via via assottigliandosi lungo la linea irregolare di terminazione posta nel punto di giunzione tra la testa e il collo femorale. L'acetabolo dell'osso coxale presenta una superficie articolare arcuata attorno alla fossa acetabolare (Figura 1-1).



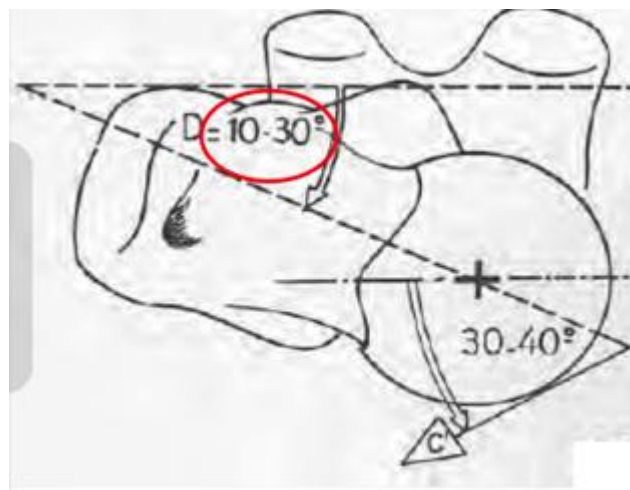
**Figura 1-1.1 Articolazione dell'anca.**

L'angolo tra il collo del femore e l'albero (Figura 1-2) è chiamato l'angolo d'inclinazione nel piano frontale e l'angolo di antiversione nel piano orizzontale (Figura 1-3). In un adulto medio, l'angolo di inclinazione della testa femorale è di circa 125° e l'angolo di

antiversione è di circa  $10^\circ$ . Questi angoli variano da un individuo all'altro e giocano un ruolo importante nella stabilità dell'articolazione dell'anca.



**Figura 1-2 Angolo tra collo del femore e corpo del femore.**



**Figura 1-3 Angolo antiversione.**

### **1.1.2 Movimenti**

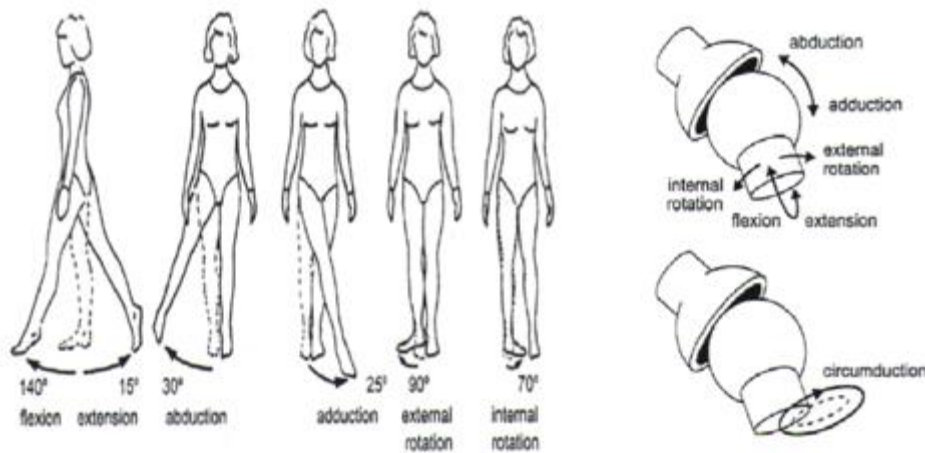
I movimenti consentiti sono le tre rotazioni (Figura 1-4):

- flesso-estensione,
- abduzione-adduzione, abduzione max  $90^\circ$
- rotazione interna-esterna

L'articolazione dell'anca permette il movimento in tre piani. Nel piano sagittale, l'articolazione ha il movimento più ampio di  $165^\circ$  ( $20^\circ$  di estensione e  $145^\circ$  di flessione). Nel piano frontale, il range di movimento la gamma di movimento va dai  $65^\circ$  ai  $40^\circ$ , che è abduzione e  $25^\circ$  è adduzione. Nel piano trasversale, le rotazioni mediale e laterale sono, rispettivamente, di intervallo di  $70^\circ$  e  $90^\circ$ . La combinazione di più movimenti su diversi

assi porta a una limitazione dei movimenti stessi, per esempio, l'ampiezza dei movimenti mediali e le rotazioni laterali diminuiscono quando l'articolazione dell'anca è completamente estesa.

Inoltre, i movimenti di rotazione, resi possibili grazie alla forma sferica delle superfici, sono limitati dalla presenza di strutture legamentose e muscolari ma anche dall'acetabolo che presenta una struttura a labbra (cercine cotiloideo) che garantisce la stabilità articolare



**Figura 1-4** *Movimenti estensione flessione, adduzione abduzione rotazione anca.*

L'articolazione dell'anca è in grado di sostenere l'intero peso del corpo mentre fornisce stabilità soprattutto durante il movimento del tronco sul femore, come accade durante il camminare e correre. La forma della superficie articolare, la forza della capsula articolare, i legamenti e i muscoli determinano la stabilità dell'articolazione dell'anca.

In condizioni di basso carico, l'area di contatto tra la testa del femore e l'acetabolo è limitata. Quest'area di contatto aumenta all'aumentare del carico distribuendo quest'ultimo su un'area maggiore e di conseguenza riducendo lo stress eccessivo nella cartilagine sottostante. In genere maggiori valori di stress e pressione di contatto si presentano sulle superfici superiori del contatto testa-acetabolo, dovuto per lo più all'orientamento del femore rispetto al bacino. Conseguentemente, la cartilagine articolare è più spessa nella regione superiore che altrove.

Le forze agenti sull'articolazione dell'anca sono state stimate raggiungere cinque volte il peso corporeo durante la deambulazione normale.

## **1.2 Disturbi dell'articolazione**

### **1.2.1 L'osteoartrite**

L'osteoartrosi è la degenerazione della cartilagine articolare soprattutto nelle articolazioni portanti peso, come ginocchia, colonna vertebrale e alle caviglie. La rottura del tessuto cartilagineo dipende dalla perdita della porzione amorfa della matrice e del collagene che si traduce in una lesione o locale, o in un modello di erosione che porta alla degenerazione del rivestimento della cartilagine articolare. La ripartizione di tale tessuto porterà a ossa sfregamento contro l'altro in comune che causa forte dolore.

L'osteoartrite colpisce soprattutto le persone anziane e può variare da lievi a gravi condizioni. La causa di osteoartrite non è solo legata all'età, ma può essere dovuto ad alti livelli di sollecitazioni. Vi è anche un'elevata correlazione con l'obesità.

### **1.2.2 Artrite reumatoide**

L'artrite reumatoide è una malattia infiammatoria sistemica che progredisce spesso per causare distruzione della cartilagine articolare. La causa iniziale di tale malattia non è ben compresa, ma l'immunità svolge un ruolo fondamentale nella sua progressione e cronicità. Essa inizia solitamente come infiammazione della membrana sinoviale, che provoca ispessimento e proliferazione della stessa con produzione di enzimi litici e progressiva degenerazione della cartilagine articolare. Questo porterà alla perdita di stabilità, assottigliamento della cartilagine articolare e la distruzione del giunto.

### **1.2.3 Necrosi avascolare**

La necrosi avascolare, noto anche come necrosi ischemica ossea, è una malattia derivante dal mancato afflusso di sangue all'osso. Nell'articolazione dell'anca, con il progredire della malattia, le cellule iniziano a morire e portare alla distruzione della cartilagine articolare e al collasso del giunto. L'alcolismo, uso di steroidi eccessivo, sono le cause più comuni di tale malattia che è comune in età 30-70 anni e colpisce prevalentemente la popolazione maschile.



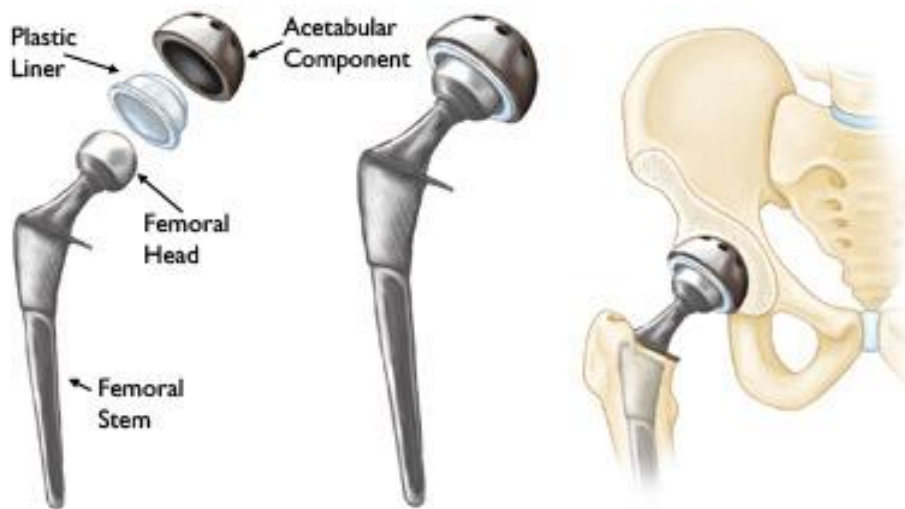
### 1.3 Protesi d'anca

Oggi giorno esistono 3 diverse tipologie di protesi d'anca:

- PROTESI TOTALI
- ENDOPROTESI
- PROTESI DI RIVESTIMENTO

#### 1.3.1 Protesi totali

In questo caso vengono sostituite sia la componente cotiloidea dell'articolazione (coppa protesica e suo inserto), sia la componente femorale (stelo e testa protesica). La coppa acetabolare può essere un monoblocco metallico o comporsi di uno scudo metallico (metal-back) associato con un inserto in polietilene, ceramica o metallo. La testa protesica può essere di metallo o di ceramica. (Figura 1-5)



**Figura 1-5-1 Protesi totale d'anca.**

#### 1.3.2 Endoprotesi

Le endoprotesi possono essere: monopolari o bipolari (monoarticolari o biarticolari): nell'endoprotesi *monopolare* viene sostituita solo la componente femorale, e la testa dell'endoprotesi si articola direttamente con l'acetabolo (Figura 1-6). Non è una protesi tanto utilizzata a causa dell'eccessivo attrito della coppa acetabolare con la testa della

protesi che porta ad una elevata usura sia della cartilagine che dell'osso.



**Figura 1-6 Endoprotesi monopolare (sinistra) e bipolare (destra).**

L'endoprotesi *bipolare*, invece, presenta una cupola che si articola sia con l'acetabolo che con la testa, in questo modo si ha una riduzione dell'attrito (Figura 1-6).

### **1.3.3 Protesi di rivestimento**

Nelle protesi di rivestimento si sostituisce soltanto la superficie articolare: la componente femorale è una emisfera che “riveste” la testa femorale così da evitare la rimozione sia della testa e del collo femorale (Figura 1-7)



**Figura 1-7 Protesi di rivestimento.**

Questa operazione porta come vantaggio un maggiore risparmio di tessuto osseo consentendo di conservare l'intera porzione prossimale del femore mantenendo i diametri e le dimensioni originali dell'anca del paziente.

Inoltre, presenta una ridotta possibilità di dislocazione dell'anca grazie ad una maggiore dimensione della testa del femore.

Questa protesi è indicata per pazienti giovani e/o pazienti attivi che presentano una buona

qualità del tessuto osseo. Queste protesi, però, non sono adatte qualora la deformità dei capi articolari o la loro morfologia si allontanano troppo dall'anatomia normale.

## 1.4 Materiali usati per le protesi d'anca

Al giorno d'oggi ci sono tipologie diverse di materiali usati per produrre una protesi tra loro combinati

- Metallo su Metallo
- Ceramica su Ceramica
- Metallo su Polietilene
- Ceramica su Polietilene
- Ceramica su Metallo

Le prime due e l'ultima sono classificate come protesi *hard-on-hard* mentre le altre come *hard-on-soft*.

La MoP, in cui la parte metallica è la testa che può essere in lega di titanio o cobalto cromo o cobalto cromo molibdeno, risulta essere tra le più usate, seppur presenti come difetto principale quello dell'elevata usura della coppa in polietilene e di conseguenza abbia una durata a lungo termine minore. Con lo scopo di migliorare questo, si passò allo studio e progettazione di protesi MoM che risultarono avere un'usura molto inferiore a quella MoP [RIF 1]. Di contro però prove sperimentali, test e fallimenti delle protesi MoM, hanno portato a scoprire che, seppur le MoM presentino una usura molto inferiore a quella delle MoP, l'usura porti al rilascio all'interno dell'organismo di ioni metallici che risultano essere alquanto tossici riducendo quindi la biocompatibilità di queste protesi [RIF 2]. Con lo scopo quindi di ovviare a questi problemi si passò allo studio e utilizzo della CoC e CoM.

Il materiale ceramico utilizzato, in questi ultimi anni ha avuto una continua evoluzione che lo ha portato dalla ceramica detta di prima generazione, a quella di quarta generazione in cui il materiale ceramico è chiamato BIOLOX Delta e, presenta caratteristiche meccaniche migliorate grazie all'utilizzo diversi meccanismi di indurimento. Questo materiale risulta essere composto dal 82% di allumina, dal 17% ossido di zirconio, dallo 0.3% di ossido di cromo e dallo 0,6% di ossido di stronzio.[RIF 3]

Studi hanno inoltre mostrato che oltre a essere biocompatibile, la ceramica prodotta presenta una durezza maggiore rispetto alle leghe metalliche utilizzate e che il coefficiente di attrito tra le protesi CoC e CoM risulti essere minore rispetto a quello delle protesi MoM con conseguente diminuzione dell'usura delle componenti usate.[RIF 3,RIF 4,RIF 5].

Inoltre a differenza delle protesi MoM i detriti prodotti dalle CoC risultano essere oltre che di minore quantità anche clinicamente insignificanti[RIF 6].

Di contro però, come noto, i materiali ceramici, hanno un punto debole dovuto alla loro relativa fragilità a trazione a causa della quale si possono verificare, seppure in rari casi ,la rotture della coppa acetabolare o della testa del femore e quindi la creazione di un notevole numero di detriti di notevoli dimensioni con conseguente fallimento della protesi stessa (Figura 1-8) [RIF 7,RIF 3].

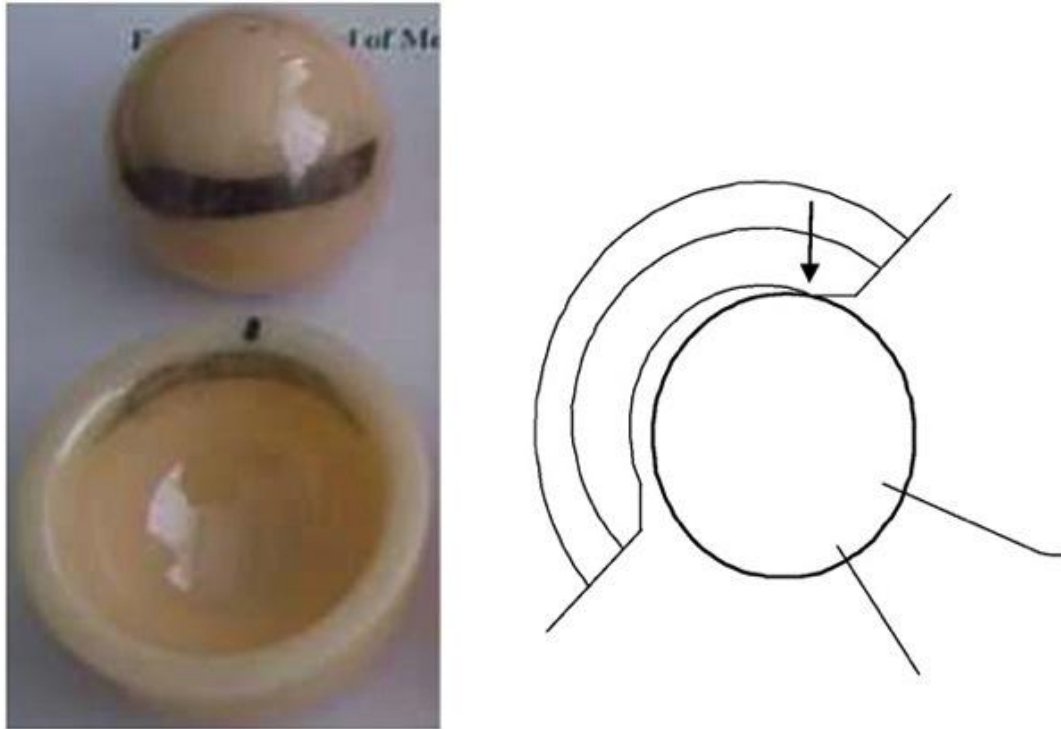


**Figura 1-8 Rottura della testa del femore e della coppa acetabolare in protesi CoC.**

Una delle principali cause dell'usura o di rottura nel caso di protesi CoC e conseguente fallimento delle protesi d'anca è il contatto di bordo o *edge loading*.

Tale problema nasce da una variazione e uno spostamento delle superfici di contatto, tra la testa e la coppa acetabolare della protesi, sui bordi della coppa. Questo, di conseguenza, porta a un restringimento dell'area di contatto e provoca un aumento delle forze e dello stress applicato in questa nuova area di contatto.

L'aumento di questo stress, a seguito di uno spostamento e di una riduzione dell'area sul bordo della coppa acetabolare, porta al verificarsi del cosiddetto fenomeno dello *stripe wear*, che consiste nell'usura della testa del femore.(Figura 1-9)



**Figura 1-9** Esempio di usura in CoC dovuta a edge loading.

### **1.5 Procedura chirurgica impianto protesi totale d'anca**

L'approccio chirurgico all'anca può essere effettuato attraverso diverse vie chirurgiche: la via postero laterale (la più utilizzata) la via antero laterale la via anteriore diretta. La diversità degli approcci chirurgici ovviamente non modifica le caratteristiche dell'impianto protesico ma ne differenzia eventualmente la successiva riabilitazione. Ciò ci consente di giungere sul piano dell'articolazione.

Una volta giunti sul piano articolare si espone l'articolazione e si lussa la testa femorale portandola al di fuori della cavità acetabolare. Con seghe vibranti ad aria compressa o a motore, si resecta il collo femorale, asportando la testa interessata dal processo degenerativo. A questo punto si procede alla preparazione del versante cotiloideo-acetabolare, si utilizzano per questo delle apposite frese emisferiche (Figura 1-10) che servono ad asportare la cartilagine residua dal fondo acetabolare preparando l'alloggio per il cotile protesico definitivo. Queste variano per dimensioni progressivamente crescenti di diametro (46 mm, 48 fino a 64 mm) fino a giungere alla misura programmata nel planning radiografico preoperatorio.

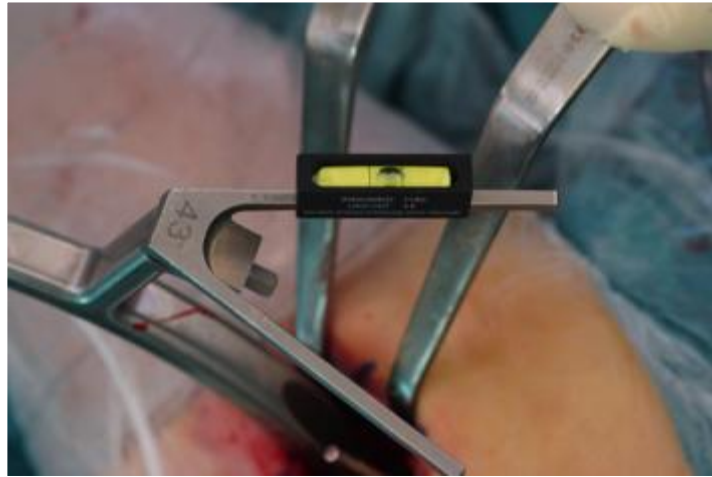


**Figura 1-10 *Fresa emisferica.***

Quindi con appositi battitori, si posiziona il coltile protesico definitivo cementandolo o no a seconda delle caratteristiche dell'osso del paziente e con l'inclinazione ed antiversione stabilita con il planning preoperatorio (Figura 1-11), verificata attraverso utilizzando appositi dispositivi (esempio slitte Figura 1-12).

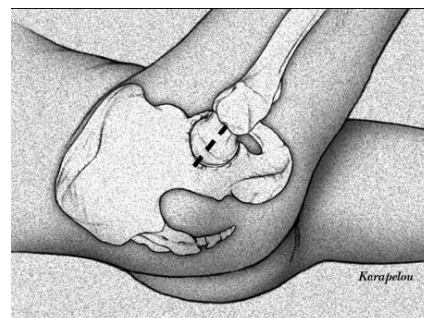
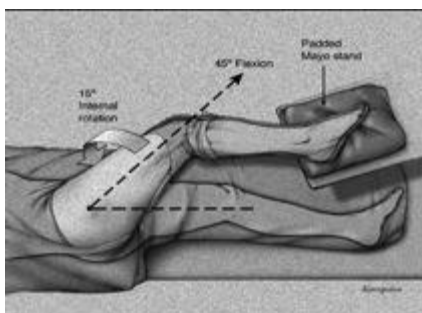


**Figura 1-11** *Radiografia di esempio di planning preoperatorio.*



**Figura 1-12 Slitta.**

La fase successiva prevede la preparazione del versante femorale: individuato il canale midollare femorale si penetra con un introduttore metallico asportando l'osso spongioso residuo. Con apposite Brocche di dimensioni crescenti che ricalcano il disegno dello stelo protesico che si è deciso di impiantare, si prepara l'alloggio per l'impianto definitivo. Questo sarà introdotto attraverso l'ausilio di un battitore cementandolo o non a seconda della qualità e delle caratteristiche dell'osso ricevente. A questo punto si posiziona sul collo protesico la testa che potrà essere di ceramica, di metallo o di oxinium. Successivamente si riduce l'impianto posizionando la testa all'interno del cotile metallico, al cui interno è stato preventivamente applicato un inserto che può essere di polietilene, di ceramica o di metallo. L'intervento si conclude con la sutura dei piani capsulari muscolari e cutanei. Le figure da Figura 1-13 a Figura 1-20 mostrano un approccio chirurgico (SuperCap) di impianto protesi.

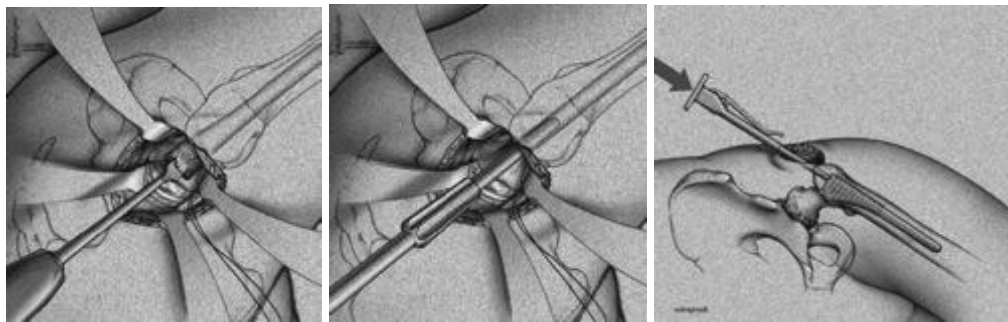


**Figura 1-13 Posizionamento del paziente.**

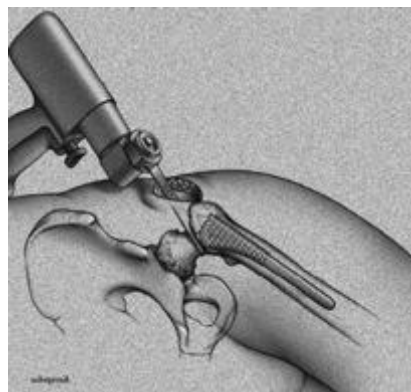




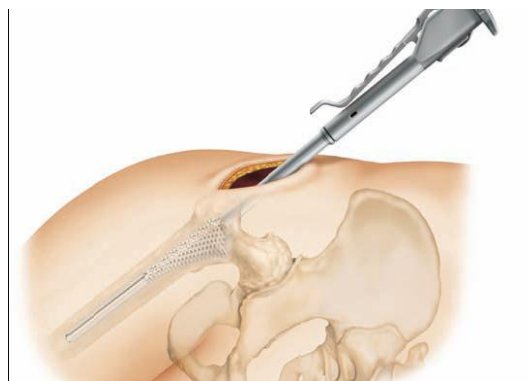
**Figura 1-14** *Esposizione, raggiungimento del piano articolare.*



**Figura 1-15** *Preparazione del versante femorale.*

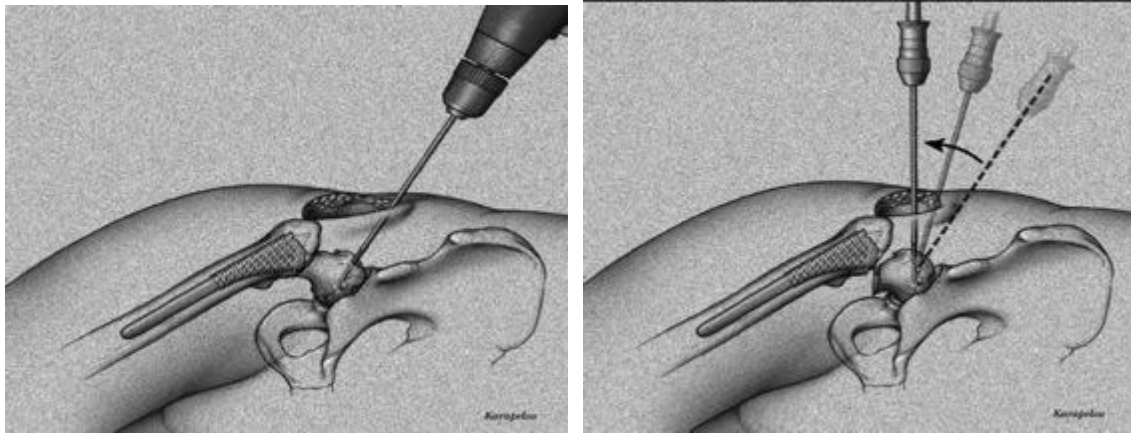


**Figura 1-16** *Osteotomia del collo femorale.*

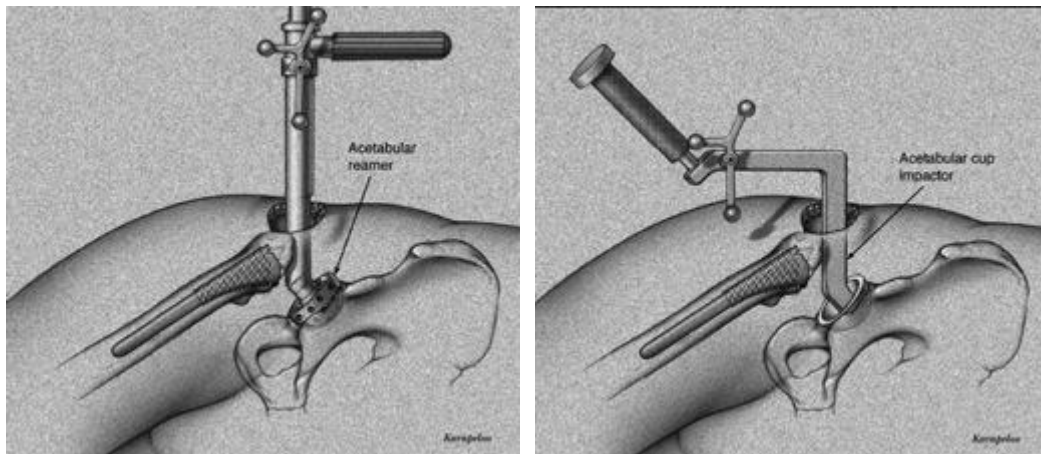


**Figura 1-17** *Inserimento dello stelo femorale.*

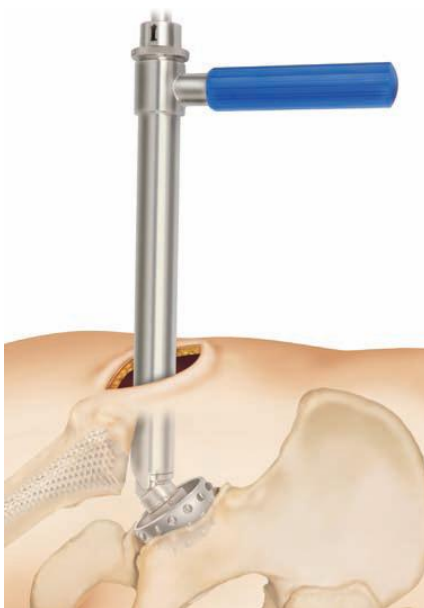




**Figura 1-18 Rimozione della testa femorale.**



**Figura 1-19 Preparazione del versante cotiloideo ed inserimento delle componenti.**



**Figura 1-20** *Posizionamento del cotile.*



**Figura 1-21** *Radiografia pre e post operatoria*

## **2 Modellazione FEM delle protesi d'anca**

Nella letteratura scientifica recente lo studio delle protesi d'anca si è orientato da una parte verso la ricerca di nuovi materiali con cui produrre le protesi, dall'altra verso lo studio e l'analisi degli sforzi e delle pressioni a cui la protesi è sottoposta, con lo scopo di valutare le diverse variabili che influiscono sull'usura, sul malfunzionamento o sul fallimento della protesi stessa. Questi studi sono stati facilitati grazie all'utilizzo di particolari software di programmazione e simulazione (ANSYS, ABAQUS) basati sul metodo degli elementi finiti (FEM o MEF).

### **2.1 Stato dell'arte sui modelli numerici di protesi di anca**

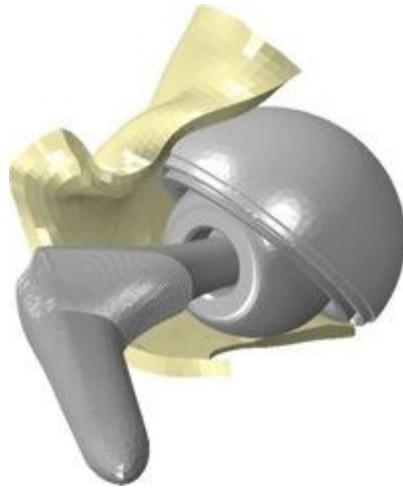
La ricerca si è focalizzata sul cercare articoli su analisi di contatto, specialmente di bordo basate su FEM.

#### **2.1.1 Protesi totali d'anca**

##### **2.1.1.1 Edge-Loading Severity as a Function of Cup Lip Radius in Metal-on-Metal Total Hips—A Finite Element Analysis**

In questo articolo [RIF 21] viene valutato il carico di bordo (*edge loading*) durante il movimento di sublussazione al variare della geometria di bordo, dell'inclinazione e dell'antiversione della coppa acetabolare. Per tale analisi viene utilizzato un modello FE della protesi totale d'anca costituito dalla capsula dell'anca e dall'impianto.

In Figura 2-1 è riportata la vista da anteriore a posteriore del modello geometrico utilizzato in questo studio di una protesi totale d'anca il.



**Figura 2-1 Vista da anteriore a posteriore del modello FE di una protesi totale d'anca.**

Caratteristiche del modello:

- Diametro testa 36 mm
- Diametro coppa 36x56 mm
- *clearance* radiale di 0,029 mm
- sette profili di bordo e quindi sette differenti raggi del bordo della coppa: 0,1,2,3,4,5 e 6 mm
- 11 diverse inclinazioni, dai 20° ai 70° con un incremento di 5° e 10 diverse posizione di versione andando da -6.5° a 25° con un incremento di 3.15.
- Durante la variazione delle inclinazioni l'antiversione della coppa e del collo del femore è stata mantenuta a 10°, mentre durante le simulazioni variando l'antiversione della coppa l'inclinazione è stata mantenuta a 40° e l'antiversione del collo del femore a 10°.
- Materiale utilizzato: MoM modellato come linearmente elastico con  $E=210$  GPa di Poisson pari a 0.3, densità di  $9.3 \text{ g/cm}^3$ , e un coefficiente di attrito di 0.1., la capsula dell'anca è stata modellata come un materiale iperelastico anisotropico.

I dati di carico sono stati determinati da dati di dinamica inversa e cinematica ricavati dalla analisi del movimento e applicati come condizioni di contorno del centro della testa. La simulazione è stata iniziata con la massima estensione dell'anca, e progredito a

103° flessione, 22° di abduzione e 7° di rotazione interna.

Le simulazioni hanno portato i seguenti risultati:

- forte dipendenza del ROM (*range of motion*) dalla geometria di bordo e orientazione della coppa
- per ogni diverso raggio del bordo della coppa a un aumento dell'inclinazione della coppa aumenta il ROM
- per ogni orientazione data, aumentando il raggio del bordo si ha un decremento del ROM
- risultati simili si sono avuti considerando l'antiversione della coppa
- l'energia di resistenza alla dislocazione aumenta aumentando l'inclinazione, il grado di antiversione e diminuendo il raggio del bordo della coppa
- l'aumento del raggio di bordo diminuisce lo stress di contatto

limiti di questo studio:

- a) è stata considerata solo una manovra (sublussazione)
- b) è stata considerata una sola dimensione della protesi (36mm)

#### **2.1.1.2 Effect of cup abduction angle and head lateral microseparation on contact stresses in ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty**

Il focus di questo studio [RIF 25] è quello di investigare l'influenza combinata della microseparazione laterale della testa del femore e l'abduzione della coppa sulla pressione di contatto delle protesi CoC.

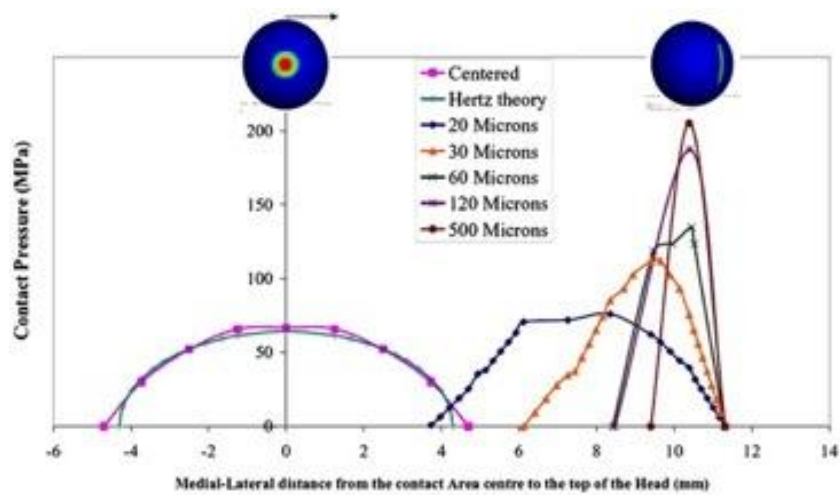
È stato sviluppato un modello a elementi finiti in cui:

- dimensione testa 32 mm
- coppa di equivalenti dimensioni con supporto in metallo
- clearance radiale 0.03 mm

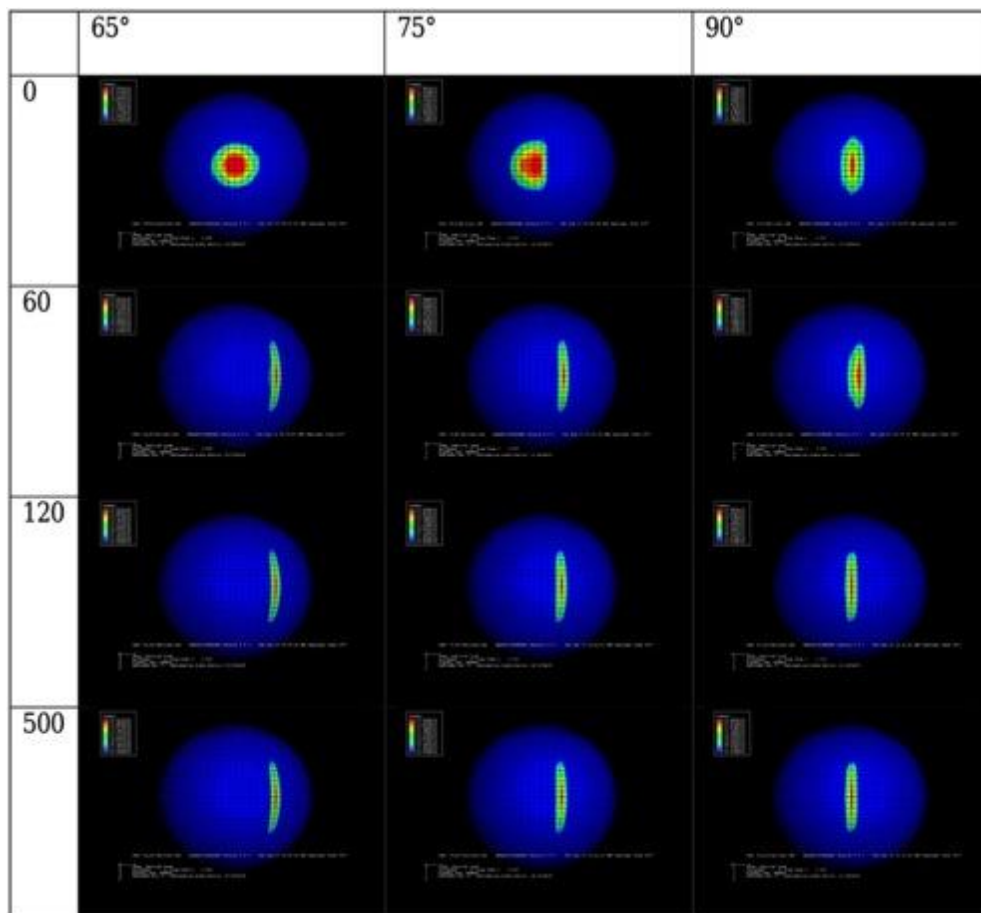
- materiale usato: Alumina BioloX Forte per la testa e la coppa and the cup (Modulo di Young =380 GPa, coefficiente di Poisson =0.23) and Metal (lega cobalto–cromo) per la copertura (Modulo di Young =210 GPa, coefficiente di Poisson =0.3)
- mesh: elementi tetraedrici per la copertura in metallo ed elementi esaedrici per la testa
- analisi contatto statica
- Condizioni al contorno: la superficie esterna del supporto è stata fissata, la coppa era legata alla schiena e la testa era vincolata nei movimenti verticali.
- Condizioni carico/spostamento: la simulazione prevede due fasi: inizialmente è stato eseguito uno spostamento laterale della testa, in modo da ottenere una microseparazione laterale, e a seguire è stato applicato un carico attraverso il centro della testa e diretto verso la coppa
- La microseparazione variabile tra 0 e 0.5 mm
- Carico: 2500 N

Condizioni al contorno: la superficie esterna del supporto è stata fissata, la coppa era legata alla schiena e la testa era vincolata nei movimenti verticali.

La Figura 2-2 mostra le variazioni della pressione e dell'area di contatto di contatto al variare della microseparazione. All'aumentare della microseparazione si ha uno spostamento laterale e una variazione della forma dell'area di contatto. Inoltre i risultati hanno mostrato anche un aumento della pressione di contatto anche aumentando l'angolo di abduzione della coppa come mostrato in Figura 2-3



**Figura 2-2** *Distribuzione della pressione determinata secondo la distanza dal centro della superficie di contatto per la parte superiore della testa (O), che corrisponde al centro della superficie di contatto centrato in condizioni ideali.*



**Figura 2-3** *Effetto dell'angolo d'inclinazione della coppacoppa e della microseparazione laterale della testa sulla pressione di contatto in PTA ceramica-su-ceramica.*

Limiti di questo studio:

- a) non si tiene conto della componente di osso in cui la coppa è inserita
- b) è stata considerata una sola dimensione
- c) non è stato considerato l'aspetto riguardante la lubrificazione

### 2.1.1.3 Influence of Acetabular Cup Rim Design on the Contact Stress During Edge Loading in Ceramic-on-Ceramic Hip Prostheses

In questo articolo [RIF 20] si propongono di investigare su quale sia l'influenza di tre diverse geometrie di bordo sugli stress di contatto.

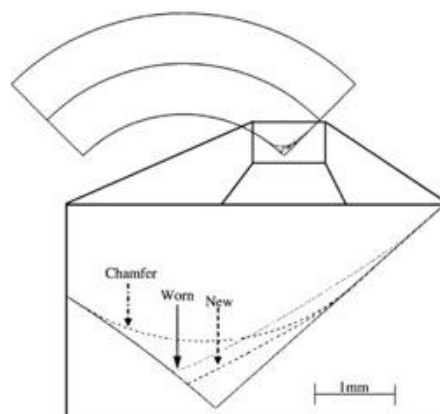
È stato fatta un'analisi tridimensionale FE.

Il modello riportato è composto da 52800 elementi eight-node brick and 6-node triangular prism

Parametri del modello:

- Diametro testa 28 mm
- Clearance radiale 40  $\mu\text{m}$
- Spessore della coppa acetabolare 5 mm
- Angolo inclinazione coppa 45°
- Proprietà materiale: modulo elastico 380 GPa, coef. Poisson 0.26
- Carico verticale applicato alla testa del femore 2500N
- Microseparazione variata da 0 a 250  $\mu\text{m}$
- Analisi statica

Come detto sono state analizzate tre diverse geometrie di bordo: raccordo (*Chamfer*), usurato (*Worn*), nuovo (*New*)(Figura 2-4).



**Figura 2-4 Profilo delle tre diverse geometrie di bordo.**



La Tabella sottostante riporta i massimi valori delle pressioni di contatto al bordo in funzione della microseparazione.

**Tabella 2-1 massima pressione di contatto al variare del tipo di bordo e della microseparazione**

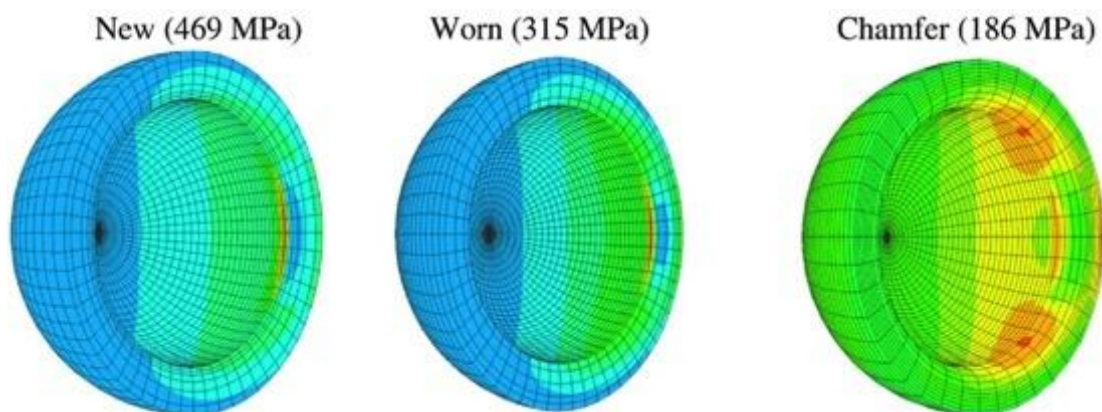
**Table 1.** Maximum Contact Pressure (in MPa) for Different Microseparation Distances and Edge Types

Microseparation distance ( $\mu\text{m}$ )	Edge Types		
	New	Worn	Chamfer
80	81.6 (no edge contact)	81.6 (no edge contact)	81.6 (no edge contact)
100	273 (edge contact)	112 (edge contact)	157 (edge contact)
120	245 (edge contact)	191 (edge contact)	287 (edge contact)
250	672 (edge contact)	425 (edge contact)	437 (edge contact)

si osserva che tra 0 e 80  $\mu\text{m}$  non risulta presentarsi nessun contatto di bordo. Dai 100  $\mu\text{m}$  di microseparazione la pressione di contatto ai bordi risulta aumentare gradualmente.

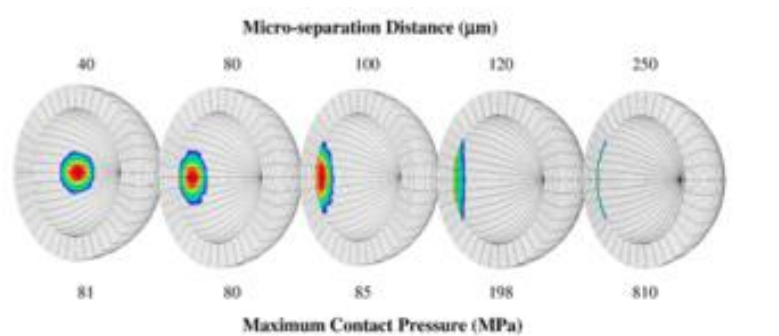
Gli stress di compressione calcolati risultano essere per tutti e tre i casi molto inferiori al limite di compressione sopportato dal materiale.

Stesso discorso non si può fare per gli sforzi di trazione calcolati (punto debole dei materiali ceramici). La Figura 2-5 riporta i risultati riguardanti le tre geometrie. Dalla figura, infatti, si vede come nel caso di geometria New, si raggiungono i 469 MPa prossimi al valore limite sopportabile dal materiale (466 +/- 106 MPa).



**Figura 2-5 Sforzi di trazione delle tre geometrie con microseparazione di 250  $\mu\text{m}$ .**

La Figura 2-6 riporta l'andamento della pressione di contatto al variare della microseparazione.



**Figura 2-6 Pressione di contatto in funzione della microseparazione**

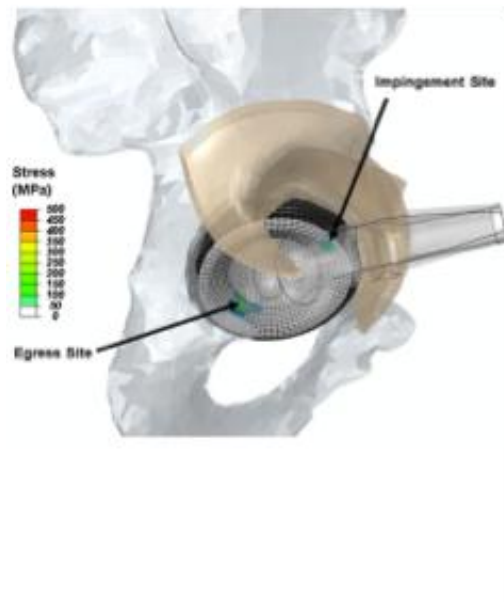
I risultati di questo studio hanno mostrato come la geometria Chamfer sia quella sottoposta a pressioni minori e, quindi, quella che ha dato risultati migliori.

#### **2.1.1.4 Hard-on-Hard Total Hip Impingement Causes Extreme Contact Stress Concentrations**

In questo studio [RIF 24] il focus principalmente analizzato è l'*impingement*, cioè l'urto del collo femorale della protesi con il bordo della coppa acetabolare nelle protesi totali d'anca *Hard-on-Hard*.

Il modello FE sviluppato consiste in quattro parti Figura 2-7:

- La componente femorale : diametro testa 28 mm
- Il *liner* (parte interna della coppa acetabolare, quella che entra in contatto con la testa) : diametro esterno 46 mm
- Supporto in metallo che contiene il *liner*
- Il letto di tessuto nativo (la coppa e l'osso periarticolare)



**Figura 2-7 Modello FE.**

La capsula è stata ricavata dalla CT di un cadavere. Sono stati studiati due tipi di modelli entrambi considerati linearmente elastici:

- *MoM*: cobalto-cromo;  $E=210$  GPa; coefficiente di Poisson = 0.3; coefficiente di attrito=0.1; gioco radiale=0.029 mm
- *CoC*:  $E=380$  GPa; coefficiente di Poisson=0.23; coefficiente di attrito=0.04; gioco radiale 0.034 mm

Per entrambe le analisi il supporto in metallo è stato fissato nello spazio limitando la rotazione nodale e la traslazione. L'orientazione della componente femorale è stata messa a 5° di antiversione.

Sono state considerate due diverse sequenze di analisi:

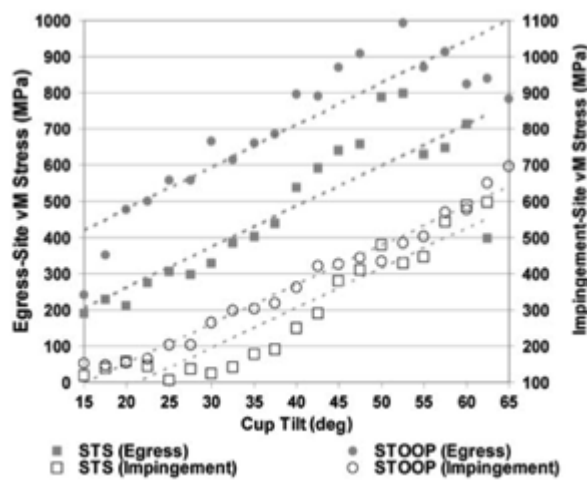
- movimento da seduto a posizione eretta (incrementato con in 54 *steps*)
- movimento di flessione del busto (Figura 2-8)(*stooping motio*) (incrementato in 43 *steps*)



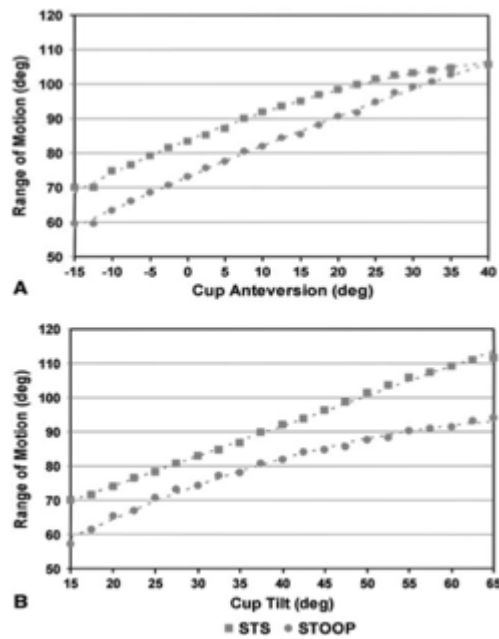
**Figura 2-8 Movimento “Stooping”.**

Tra i risultati riportati ci sono anche quelli riguardanti i contatti di bordo. In questo caso sono stati calcolati i valori di tensione di Von Mises, che sono risultati aumentare linearmente con l'aumentare sia dell'inclinazione della coppa acetabolare sia dell'angolo di antiversione Figura 2-9.

Anche il ROM (*range of motion*) risulta aumentare con l'aumento di questi due parametri Figura 2-10.



**Figura 2-9 Tensione di von Mises stress in funzione dell'inclinazione della coppa.**

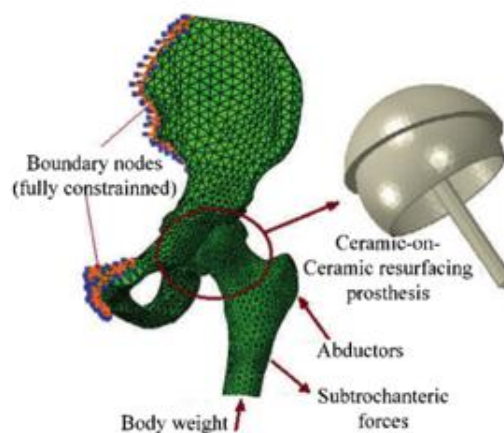


**Figura 2-10 Andamento del ROM al variare dell'antiversione e dell'inclinazione della coppa.**

## 2.2 Stato dell'arte di Protesi di rivestimento

### 2.2.1 Finite Element Analysis of the Contact Mechanics of Ceramic-on-Ceramic Hip Resurfacing Prostheses

È stato creato [RIF 27] un modello anatomico del giunto dell'anca a partire da scansioni ricavate dalla tomografia computerizzata dell'anca sinistra come mostrato in Figura 2-11



**Figura 2-11 Modello FE.**

La protesi è stata impiantata a 45° di abduzione e 10° di antiversione nel modello tridimensionale, con un diametro di 50 mm. La mesh del modello comprende 58073 elementi esaedrici ad 8 nodo e 52542 elementi 6-node wedge.

La superficie esterna della coppa è stata assunta porosa ed introdotta tramite fissaggio a pressione. La testa fissata con cemento (PMMA). Le interfacce impianto-osso, l'impianto-cemento e cemento-osso sono stati assunte essere completamente legate così da simulare piena crescita ossea e la fissazione del cemento è stata ipotizzata perfetta.

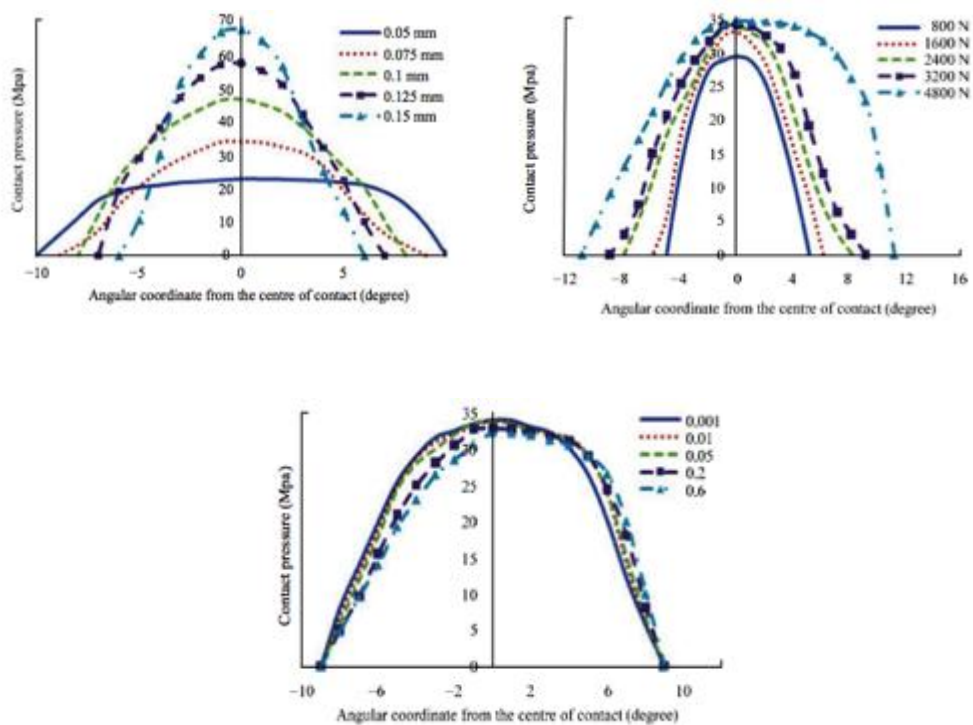
Dati modello:

- Clearance viene fatta variare da 0.05 a 0.15 mm (mantenendo carico fisso a 3200 N)
- Il contatto tra la coppa acetabolare e la testa è stato considerato variando l'attrito da un valore nullo a 0.6
- Lo spessore di cemento considerato 1 mm-1.5 mm
- Tutti i materiali sono stati considerati elastici lineari e isotropi.
- Carico nominale scelto: viene fatto variare da 800 N a 5000 N (mantenendo *clearance radiale* fissa a 0.075 mm)

La riporta le proprietà meccaniche dei materiali. Le **Figura 2-12** riportano i risultati ottenuti dalla simulazione.

**Tabella 2-2 Proprietà meccaniche dei materiali**

materiale	Modulo elastico(GPa)	Coeff. di Poisson
Alumina	380	0.26
Co-Cr-Mo	210	0.3
Ti6Al4V	110	0.3
Osso compatto	17	0.3
Osso spugnoso	0.8	0.2
Cemento PMMA	2.27	0.23

**Figura 2-12 Andamento pressioni di contatto al variare della clearance, della forza applicata e della microseparazione.**

Dalle figure queste si nota come un aumento della clearance radiale porti ad un significativo aumento della pressione di contatto e ad una diminuzione dell'area di contatto. Anche un aumento del carico nominale applicato porta ad un aumento della pressione di contatto, mentre un aumento del coefficiente di attrito porta a variazioni trascurabili di pressione.

Sono state fatte simulazioni per vedere se la presenza di cemento per la fissazione della testa portasse a particolari variazioni nelle pressioni di contatto che tuttavia non sono state riscontrate

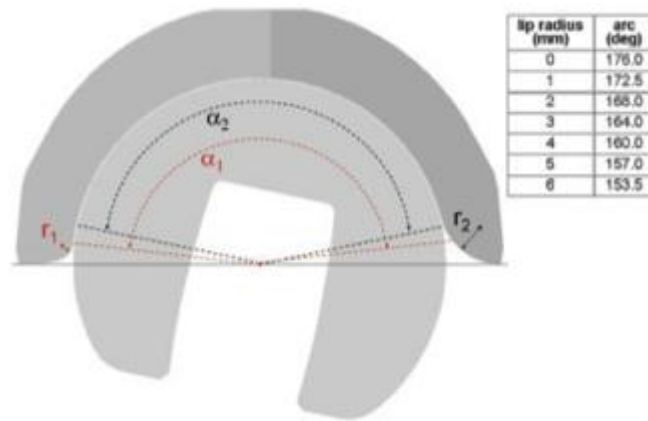
### **2.3 Edge loading: elementi con maggiore influenza**

L'*edge loading* è uno degli argomenti che ricorre di più in letteratura, poiché risulta essere tra le maggiori cause di usura e fallimento delle protesi. I parametri più analizzati e testati per valutare le variazioni dell'*edge loading* sono:

- ❖ Geometria di bordo

Gli studi hanno mostrato come una variazione di questa porti a un cambiamento dell'area di contatto che si viene a creare sul bordo, dello stress a cui il bordo è sottoposto e dei *range of motion(ROM)* della protesi [20,21]. I risultati di questi studi hanno portato a dimostrare come una geometria di bordo più "smussata" rispetto ad altre più "spigolose", in caso di contatti di bordo tra testa del femore e bordo della coppa acetabolare, porti ad una diminuzione dell'*edge loading* e quindi dello stress a cui è sottoposto il bordo della coppa. Tale vantaggio però si ripercuote sul ROM che tende a diminuire e diminuendo inoltre l'arco della coppa acetabolare. Figura 2-13





**Figura 2-13** Esempio delle varie geometrie di bordo al variare del raggio (lip radius).

❖ **Inclinazione coppa acetabolare**

È stato dimostrato che anche l'inclinazione della coppa risulti avere un ruolo importante nella formazione dell'*edge loading* del ROM e del lavoro di resistenza alla sublussazione.[RIF 21-RIF 26]

Questi studi hanno portato a definire come angolo ottimale di inclinazione l'intorno dei 45° mostrando come ad angoli superiori si abbia un notevole aumento del carico sul bordo, portando ad un aumento dell'usura e, ad esempio nelle MoM, ad un aumento del rilascio nell'ambiente di ioni metallici il tutto causato da un notevole aumento dell'*edge loading*. L'aumento dell'inclinazione ad una minore stabilità del giunto testa-coppa.[RIF 21]

❖ **Antiversione della coppa acetabolare**

Altro parametro preso in considerazione è l'antiversione.

Anche questa come l'inclinazione risulta avere un ruolo importante nella formazione dell'*edge loading* del ROM e del lavoro di resistenza alla sublussazione. Studi hanno dimostrato come l'angolo ottimale di antiversione sia l'intorno dei 15°. Come nel caso precedente l'aumento dell'angolo porta ad un aumento dell'energia di resistenza alla dislocazione. Si è notato anche come tale aumento dell'antiversione porti alla nascita di contatti di bordo prima rispetto a

angoli di minor ampiezza ma, che questo contatto, si sviluppi su un'area ben maggiore e portando a valori di stress di bordo minori.

Diminuendo invece l'angolo al di sotto dei 15° gli studi ed le sperimentazioni hanno dimostrato come tale diminuzione porti a un notevole aumento dello stress di contatto che, a seconda del materiale di cui è composta la protesi può eccedere e superare il valori limite di stress che il materiale stesso può sopportare. Inoltre, studi hanno mostrato come questo aumento di stress porti con se e causi di conseguenza un notevole aumento dell'usura e di perdita di materiale da parte del giunto coppa-testa della protesi. [RIF 21-RIF 26]

❖ Dimensioni ottimali della testa del femore

Le dimensioni della testa del femore variano molto a seconda del tipo di protesi e del materiale utilizzato. Infatti le protesi di rivestimento presentano diametri ben maggiori rispetto alle protesi totali d'anca.

- Protesi totale: 28 mm, 32mm, 36mm, 38mm ( diametro della testa)
- Protesi di rivestimento: 50-55mm (diametro della testa)

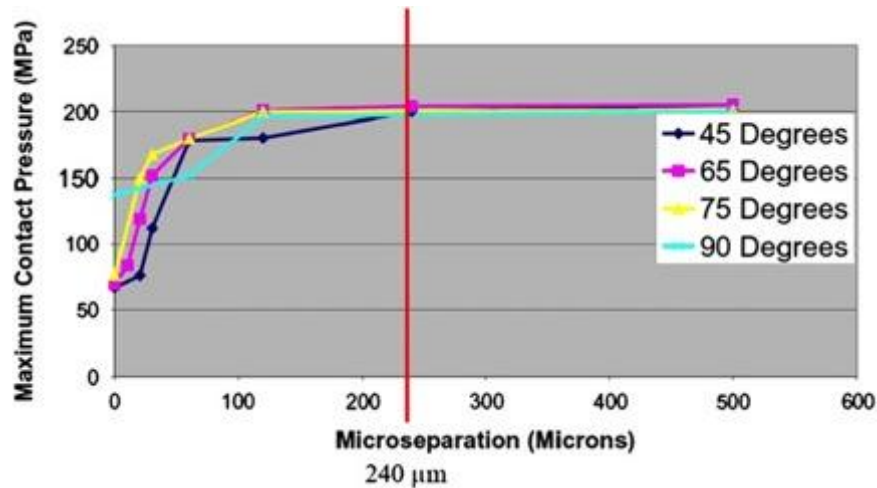
Gli studi hanno mostrato come una maggiore dimensione porti ad una maggiore stabilità dovuta ad un maggiore arco di movimento e quindi, ad un minore rischio di dislocazione. Inoltre l'aumento di delle dimensioni porta, in condizioni standard, ad una minore usura della protesi aumentando teoricamente la durata e vita della protesi. [RIF 28-RIF 30]

❖ Microseparazione e *clearance* radiale della testa acetabolare rispetto alla posizione ottimale all'interno della coppa acetabolare.

Tutti i parametri precedentemente discussi risultano essere strettamente correlati tra loro e hanno una forte dipendenza sia dalla *clearance* radiale che dalla microseparazione (scostamento della testa del femore relativo all'asse centrale della coppa acetabolare).

La variazione di questi due parametri porta alla variazione delle condizioni standard considerate e ad una variazione e peggioramento degli stress e dell'*edge loading*.

Per questo molti studi dopo aver effettuato sperimentazioni e simulazioni in condizioni standard effettuano altri test andando a variare i due parametri sopracitati. L'aumento della *Clearance* radiale porta con se una diminuzione dell'area di contatto e quindi dell'angolo di contatto con conseguente aumento della pressione di contatto. Come la *clearance* anche un aumento della Microseparazione porta con se un aumento degli stress di contatto ed inoltre, si è notato, come oltre un certo valore (nell'intorno dei 240  $\mu\text{m}$ ) l'andamento della pressione contatto abbia un andamento asintotico non più dipendente dagli altri parametri. A titolo d'esempio è riportato un grafico che mostra l'andamento della pressione di contatto al variare della microseparazione per diversi angoli d'inclinazione Figura 2-14[RIF 25,RIF 27].



**Figura 2-14** *Andamento della pressione di contatto al variare della microseparazione per diversi angoli d'inclinazione.*

### 3 Modello sviluppato

Dalla lettura degli ultimi anni e da colloqui personali con medici del settore si è notato un incremento nell'impianto di protesi *hard-on-hard* (metallo su metallo o ceramica su ceramica).

L'intento e lo scopo del presente lavoro tesi, quindi, è stato quello di creare un modello di protesi totale *hard-on-hard* d'anca 3D tramite l'utilizzo del programma ANSYS con il fine di effettuare determinate analisi di contatto e investigare l'influenza di alcuni parametri geometrici. Al fine di non aumentare eccessivamente la complessità delle analisi l'attenzione è stata concentrata sulla interazione coppa e testa di una protesi totale d'anca.

Non sono stati considerati lo stelo della protesi e non è stata creata, all'interno del modello, la parte comprendente il tessuto osseo in cui è inserita la coppa della protesi.

I passi seguiti per lo sviluppo di un modello a elementi finiti sono stati:

- Valutazione e studio del modello, della testa, dell'inserito della coppa e del *backing* metallico della protesi
- Definizione dei materiali di cui è composto il modello
- Definizione delle condizioni di vincolo e di carico
- Generazione della mesh del modello
- Scelta della mesh con analisi di convergenza del modello
- Validazione del modello per confronto con i risultati di uno o più modelli di riferimento dalla letteratura

Dopo i passi preliminari si è focalizzata l'attenzione sul vero e proprio scopo della tesi: l'analisi del contatto tra testa e inserito della coppa al variare di alcuni parametri selezionati sulla base della letteratura.. In particolare i parametri considerati sono stati:

- Inclinazione della coppa
- Materiali costituenti la protesi
- *Clearance* coppa-testa
- Dimensioni della testa e dell'inserito della coppa
- Carichi a cui la protesi è sottoposta

Infine sono stati analizzati i risultati ottenuti andando a vedere come effettivamente questi parametri influiscono nel contatto tra coppa e testa.

### 3.1 Descrizione del modello

Con l'utilizzo del programma ANSYS è stato sviluppato un primo modello di protesi totale d'anca facendo un'analisi statica non lineare per la presenza del contatto tra le componenti focalizzando l'attenzione e, "creando", esclusivamente una sezione dei componenti coppa-testa della protesi. Il modello quindi è risultato essere composto dalla testa, dal *liner* e dalla componente acetabolare (*backing*) della protesi.

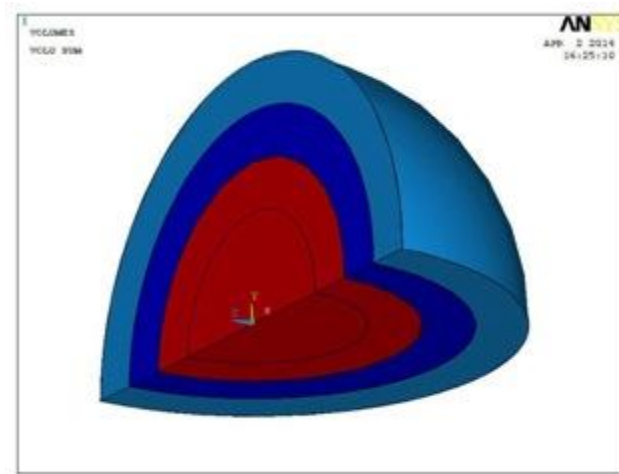
Con il fine di andare poi a cercare di diminuire il costo computazionale del modello, il modello è stato sviluppato creando solo un quarto della testa sferica e metà della coppa sfruttando la simmetria del modello rispetto ad un piano di geometria, carichi e vincoli.

Per lo sviluppo dei tre componenti costituenti la protesi sono state create all'interno del software quattro porzioni di sfera in cui, due di queste, pari a un quarto di sfera cava, sono state utilizzate per creare il *liner* e coppa acetabolare, e altre due pari a un quarto di sfera per creare la testa, di cui una cava e una piena.

La testa quindi, nonostante sia un unico corpo è stata suddivisa in due volumi, uno per la parte centrale ed uno per la parte più esterna, cioè quella che entra in contatto con il *liner* della coppa per cui è importante creare un mesh fine.

In Figura 3-1, è riportato il modello completo in cui le tre componenti si vanno ad incastrare.

Creati i volumi si è andati poi a: definire elementi della superficie esterna della testa e interna del *liner* come elementi di contatto; definire i valori del modulo di Young e del coefficiente di Poisson dei materiali con cui la protesi è costruita; generare la mesh del modello utilizzando due *step*, il primo per la generazione di una mesh più grossolana, il secondo per infittire la mesh nelle superfici di contatto tra testa e coppa; definire le varie condizioni di vincolo e di carico del modello; creazione di due *loadstep*, il primo per migliorare la convergenza delle analisi, il secondo per applicare il carico scelto.



**Figura 3-1** *Modello : testa rosso, liner blu, backing azzurro.*

### **3.1.1 Parametri del modello**

Il modello è poi stato realizzato in forma parametrica per poter facilmente variare determinati parametri quali, diametro della testa, spessore del *liner* e della componente acetabolare, *clearance* tra testa e coppa, inclinazione della coppa, parametri dei materiali (modulo di Young e coefficiente di Poisson) e carico applicato.

### **3.1.2 Dimensioni e *clearance***

Per quanto riguarda la geometria si riportano di seguito i valori riguardanti dimensioni e *clearance* utilizzati :

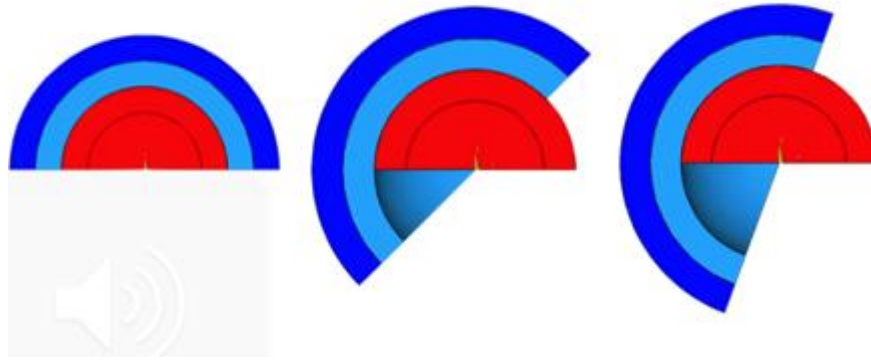
- Diametro della testa: 28 mm, 32 mm, 36 mm
- Diametro del *liner*: 38 mm, 42 mm, 36mm, 50 mm
- Spessore componente acetabolare (*backing* ): 5 mm
- *Clearance*: 0.03 mm, 0.05 mm

### 3.1.3 Angolo di inclinazione della coppa

Il modello è stato sviluppato in modo da poter variare l'angolo d'inclinazione della coppa, allo scopo di valutarne l'effetto sulle pressioni a cui fosse sottoposta la protesi e a quale angolo si incominciassero a presentare gli effetti di bordo (*edge loading*) il modello è stato sviluppato in maniera tale che si potesse variare questo parametro andando quindi a cambiare l'angolo tra l'asse orizzontale e il piano di base della coppa (Figura 3-2).

Così sono stati considerati impostati angoli pari a :  $0^\circ, 70^\circ, 75^\circ, 77^\circ, 80^\circ, 85^\circ$ .

Come si nota, per lo più sono stati impostati valori elevati con il fine di identificare a che punto si manifestano gli effetti di bordo (*edge loading*) e quali effetti sulla pressione ci possono essere.



**Figura 3-2** *Varie inclinazioni della coppa.*

### 3.1.4 Materiali utilizzati

Per quanto riguarda la scelta dei parametri dei materiali, si è partiti dal fatto che la protesi modellata fosse di tipo *hard-on-hard*, e che quindi i parametri di riferimento fossero quelli dei materiali ceramici e metallici. Nello specifico per quanto riguarda il materiale ceramico è stato “utilizzato” il *BioloX Forte* mentre per quanto riguarda il materiale metallico la lega Cobalto-Cromo (CoCr).

Quindi sono stati considerati due modelli separati, uno costituito da una protesi ceramica su ceramica, l'altro da una protesi metallo su metallo.

Nel modello *C-o-C* il *liner* e la testa sono stati considerati entrambi costituiti da materiale ceramico mentre, la componente acetabolare (*backing*), è stata considerata essere costituita dalla lega CoCr.

Nel modello *M-o-M* invece tutte le componenti sono state considerate essere costituite della lega CoCr.

In seguito si riportano i valori principali di questi due tipi di materiali:

❖ *BioloX Forte* (ceramici) :

- Modulo di Young  $E = 380 \text{ GPa}$
- Coefficiente di Poisson  $\nu = 0.23$

❖ *BioloX Delta* (ceramici) :

- Modulo di Young  $E = 358 \text{ GPa}$
- Coefficiente di Poisson  $\nu = 0.23$

❖ Lega Cobalto Cromo (CoCr)

- Modulo di Young  $E = 210 \text{ GPa}$
- Coefficiente di Poisson  $\nu = 0.3$

### **3.1.5 Modello nominale**

Il modello nominale è stato realizzato prendendo a riferimento uno degli articoli precedentemente citato [RIF 25] in cui:

- Diametro della testa: 28 mm
- Spessore liner 5mm
- Carico verticale applicato alla testa del femore 2500N
- clearance radiale 0.03 mm
- materiale: Alumina BioloX Forte per la testa e la coppa and the cup (Modulo di Young  $=380 \text{ GPa}$ , coefficiente di Poisson  $=0.23$ ) e metallo (lega cobalto–cromo) per la copertura (Modulo di Young  $=210 \text{ GPa}$ , coefficiente di Poisson  $=0.3$ )

Questo ha permesso inoltre di validare il modello stesso sui risultati riportati in [RIF 25].



### 3.1.6 Condizioni di vincolo e di carico

Costruito il modello, si è passati alla fase di mesh e all'introduzione delle sue condizioni al contorno. Per quanto riguarda queste ultime sono state definite le condizioni di vincolo e le condizioni di carico. Per i vincoli si è scelto di far sì che, una volta decisa l'inclinazione della coppa, questa rimanesse bloccata in quella posizione senza più possibilità né di traslare né di ruotare. Per fare ciò la coppa è stata vincolata andando prima a selezionarne l'area esterna del *backing* e inserendo i vincoli che impediscono gli spostamenti dei nodi lungo tutti e tre gli assi di riferimento.

Sono stati quindi inseriti i vincoli di simmetria lungo il piano verticale impedendo gli spostamenti lungo la normale a questo piano.

### 3.1.7 Creazione *loadstep* e condizioni di contatto

Inseriti i vincoli, si è passati alla "creazione" delle condizioni di carico in due *load step* e quindi dividendo la soluzione in due *time step*.

Nel primo *time* quel che si è fatto è stato applicare uno spostamento lungo la direzione normale al piano di base della testa andando a creare quindi un contatto tra la superficie esterna della coppa e quella interna del *liner*. Questo *step* risulta essere fondamentale in quanto aiuta la convergenza delle analisi.

Nel secondo *load step* per prima cosa è stato annullato lo spostamento applicato nel primo *time* e sono assegnate le pressioni da applicare alla base della testa, ricavate dai carichi da applicare. Quindi, nel *time* due si è passati alla vera e propria analisi del modello sotto diversi tipi di carico.

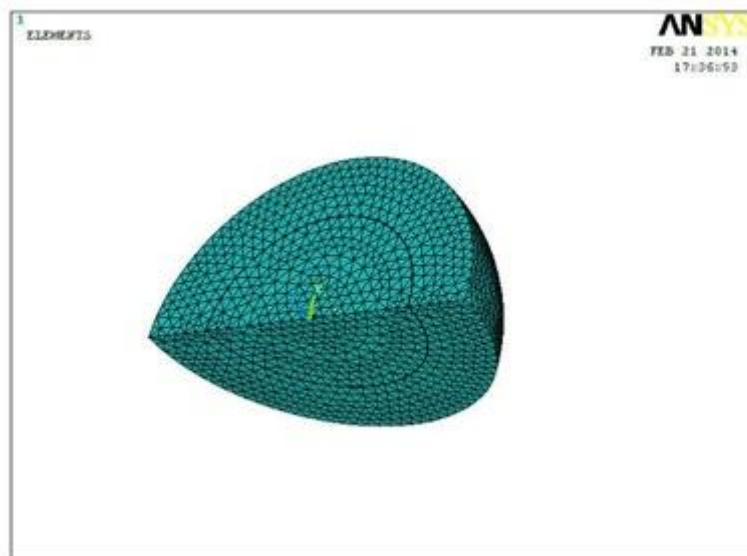
Dai carichi scelti per fare l'analisi del modello si sono calcolate le pressioni equivalenti le quali, in seguito, sono state applicate alla base della testa lungo la sua direzione normale durante il *time* due.

Si è scelto di effettuare l'analisi con carichi pari a 300N, 1000N, 2000N, 3000N e 2500N che è il carico massimo secondo le normative a cui normalmente un'anca è sottoposta durante la camminata.

### 3.2 Mesh del modello

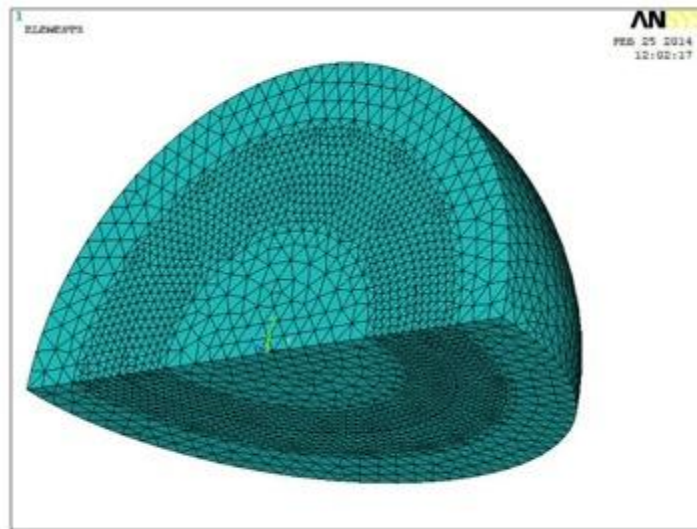
Il primo passo da fare per la creazione della mesh è la scelta del tipo di elemento, che può essere di vario tipo (esaedri, cunei, tetraedri), e la dimensione iniziale dell'elemento. Per questo modello quindi, è stata scelta un elemento tetraedrico (SOLID186) adatto ad una discretizzazione automatica dei volumi con superfici curve. Si è passati quindi a definire le dimensioni degli elementi stessi distinguendo tra zona di contatto e parti lontane dal contatto. Questo lo si ottiene inserendo i comandi CONTA174 e TARGE170. Il primo dei due comandi viene utilizzato per rappresentare il contatto tra gli elementi "target" definiti tramite il comando TARGE e una superficie deformabile. Per la scelta delle dimensioni si è deciso di far sì che la dimensione dell'elemento dipendesse dall'impronta hertziana teorica del problema.

In Figura 3-3 è riportata l'immagine del modello dopo la prima fase di generazione della mesh.



**Figura 3-3 Modello dopo il primo mesh.**

Nella seconda fase sono state infittite le superfici che durante la simulazione sarebbero venute a contatto. La mesh finale è mostrata in Figura 3-4.



**Figura 3-4** *Modello dopo la seconda fase di mesh.*

### **3.3 Analisi di convergenza al variare della *mesh***

Per "convergenza della soluzione al variare della *mesh*" si intende l'avvicinarsi asintotico di una misura ad un determinato valore. Per ottenere tale avvicinamento, si procede dimezzando di volta in volta la dimensione degli elementi che costituiscono il modello, in modo da ottenere una soluzione che più si avvicina al valore di convergenza.

Tale procedimento termina quando si ottiene un errore, tra una soluzione e quella successiva, trascurabile o inferiore a un certo valore prestabilito: nel caso in oggetto, l'analisi di convergenza è stata eseguita sulle pressioni massime risultanti fissando un errore inferiore all'uno per cento.

### **3.4 Piano delle simulazioni**

Per riassumere in seguito vengono riportate due tabelle (Tabella 3-1, Tabella 3-2) riassuntive dei piani di simulazione che riportano caratteristiche e i valori dei parametri usati per il modello sia nel caso di protesi C-o-C che nel caso di protesi M-o-M.

**Tabella 3-1 Piano delle simulazioni per i due casi di materiali considerati.**

Materiale	Diametro testa	Diametro esterno liner	Spessore backing	clearance	inclinazione coppa	carico
CoC E=380 GPa  MoM E=210 GPa	32 mm	42 mm	5 mm	0.03 mm	0°	300 N 1000 N 2000 N 2500 N 3000 N
					70°	
					75°	
					77°	
					80°	
					82°	
					85°	

Nella Tabella 3-2 le simulazioni sono state fatte su vari diametri sia della testa che del *liner* e variando la *clearance*.

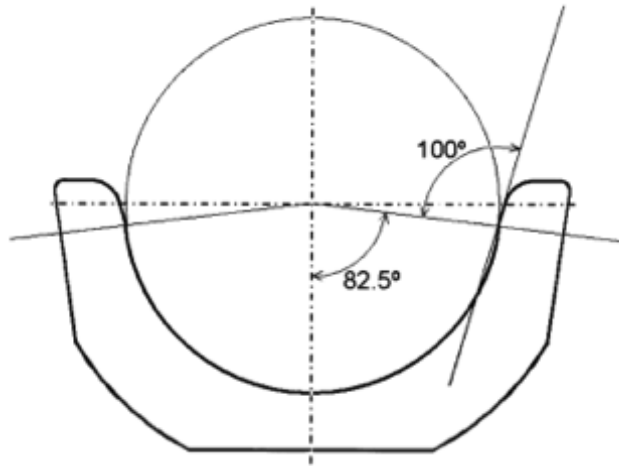
**Tabella 3-2 Piano delle simulazioni al variare della *clearance* e dei diametri della testa e del *liner*.**

Diametro testa (dh) mm	Materiale testa e <i>liner</i>	Clearance radiale (mm)	diametro esterno <i>liner</i>	angolo	carico
28	<i>CoC</i> 358 GPa	0.3	42 mm	0°,70°,75 77°,80°,82,85°	2500 N
32					
		0.5			
		0.3	46 mm		
0.5					
36		0.3	50 mm		
		0.5			

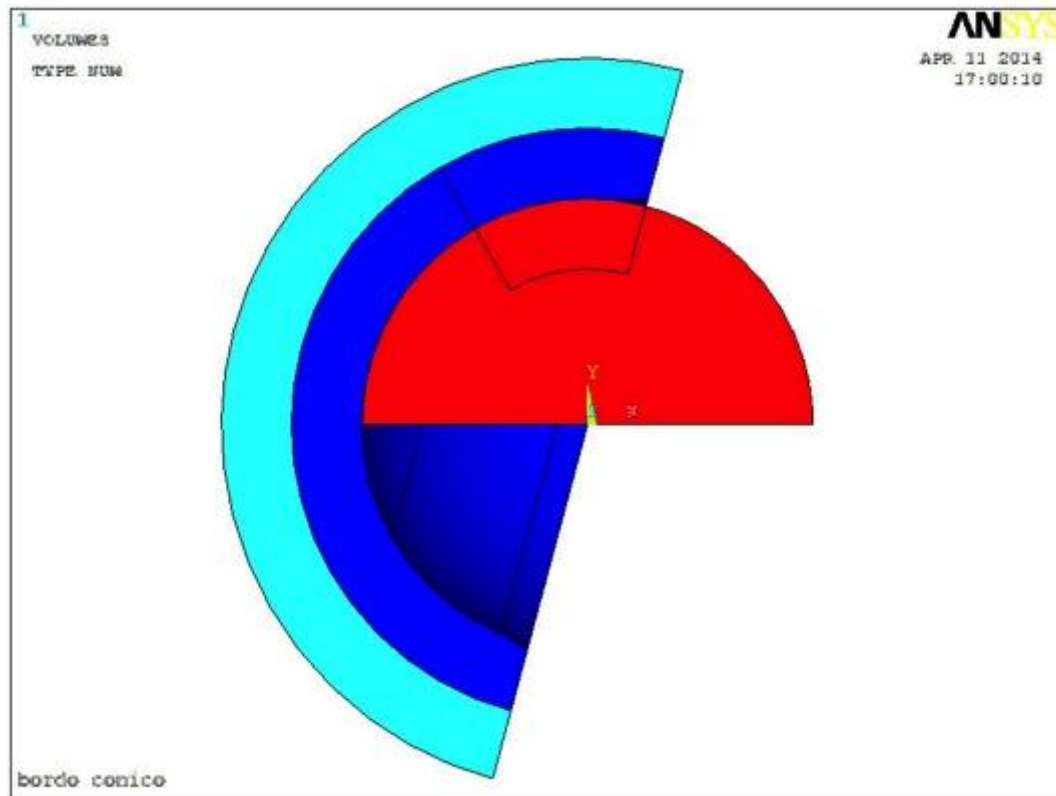
### 3.5 Secondo modello sviluppato

Successivamente, usando come base di partenza il primo modello, ne è stato sviluppato un secondo con l'obiettivo di rappresentare in dettaglio la geometria del bordo interna (cioè

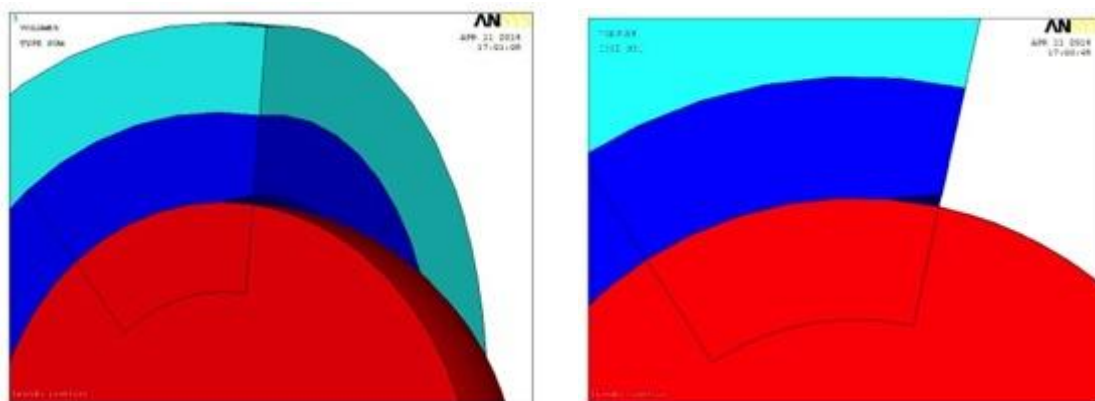
della superficie a contatto con la testa) come mostrato in **Figura 3-5** e **Figura 3-6**. La nuova geometria del bordo è stata ricavata da un articolo trovato in letteratura [RIF 32]. La geometria della superficie interna del *liner* è stata ricavata separandola in due sezioni: una sezione costituita da una geometria sferica; mentre la sezione del bordo è stata costruita tramite una sezione conica di lunghezza 2 mm (**Figura 3-5**). Quindi, la nuova geometria di bordo nasce proprio dall'intersezione di queste due sezioni facendo sì che il passaggio dalla superficie articolare sferica del *liner* alla sezione conica forma un bordo che si trova a  $82,5^\circ$  per un diametro del *liner* di 28 mm guaine e a  $83,5^\circ$  per un diametro del *liner* di 32 mm. La formazione di questo bordo nasce dal fatto che la sezione conica non sia tangente alla sezione sferica ma, invece, che formi un angolo con il raggio della sezione sferica riferito al punto d'intersezione delle due sezioni come mostrato in **Figura 3-5** in cui l'angolo è  $100^\circ$ .



**Figura 3-5** Geometria del bordo del nuovo modello.



**Figura 3-6** Modello con geometria di bordo.



**Figura 3-7** Particolare del bordo.

Parametri del nuovo modello:

- diametro testa 32 mm
- diametro liner 52 mm
- spessore *backing* 5 mm
- *clearance* radiale 0.03mm

- materiali considerati:
  - o *backing MoM*: cobalto-cromo;  $E=210\text{GPa}$ ; coefficiente di Poisson = 0.3; coefficiente di attrito=0.1; gioco radiale=0.029 mm
  - o testa e *liner CoC*:  $E=380\text{GPa}$ ; coefficiente di Poisson=0.23; coefficiente di attrito=0.04; gioco radiale; 0.034 mm
- carico 2500 N

Per questo modello sono state effettuate simulazioni in tre diversi casi di dimensione dell'angolo presente tra sezione sferica e sezione conica:  $100^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $95^\circ$ . Per ognuno di questi tre casi le simulazioni sono state effettuate andando a variare l'angolo di inclinazione della coppa da  $70^\circ$  a  $78^\circ$  con un incremento progressivo di  $2^\circ$ .

## 4 Risultati

### 4.1 Analisi di convergenza del modello

Nel modello realizzato le dimensioni degli elementi sono dipendenti dall'impronta Hertziana di contatto; pertanto è fatta stata un'analisi di convergenza della pressione massima al variare della dimensione degli elementi per ogni valore del carico considerato.

- Carico 300N:
  - o Dimensione iniziale degli elementi 1.69 mm
  - o Pressione massima iniziale misurata 31.63 MPa
  - o Pressione massima dopo il primo dimezzamento 31.596 MPa
  - o Differenza percentuale 0.1%
- Carico 1000N:
  - o Dimensione iniziale degli elementi 1.58 mm
  - o Pressione massima misurata 47.759 MPa
  - o Pressione massima dopo primo dimezzamento 47.78 MPa
  - o Differenza percentuale 0.043%
- Carico 2000N:
  - o Dimensione iniziale degli elementi 1.59 mm
  - o Pressione massima misurata 61.13 MPa
  - o Pressione massima dopo primo dimezzamento 61.32 MPa
  - o Differenza percentuale 0.31% %
- Carico 2500N:
  - o Dimensione iniziale degli elementi 1.7
  - o Pressione massima misurata 66.32 MPa
  - o Pressione massima dopo primo dimezzamento 66.40MPa
  - o Differenza percentuale 0.12%
- Carico 3000N:
  - o Dimensione iniziale degli elementi 1.8 mm
  - o Pressione massima misurata 70.84 MPa
  - o Pressione massima dopo primo dimezzamento 71.01MPa
  - o Differenza percentuale 0.23%

Considerando quindi un'analisi di convergenza la cui differenza massima accettabile è stata scelta essere dell'1% in tutti casi le dimensioni degli elementi di partenza sono

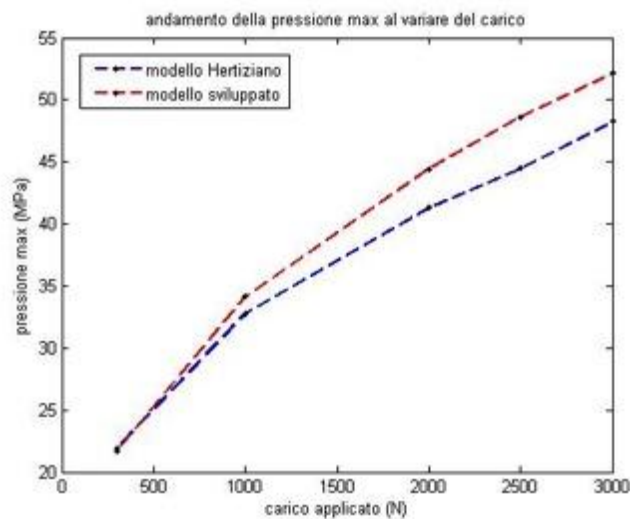


state considerate buone in quanto le differenze delle pressioni massime sono risultate tutte essere inferiori al 1%.

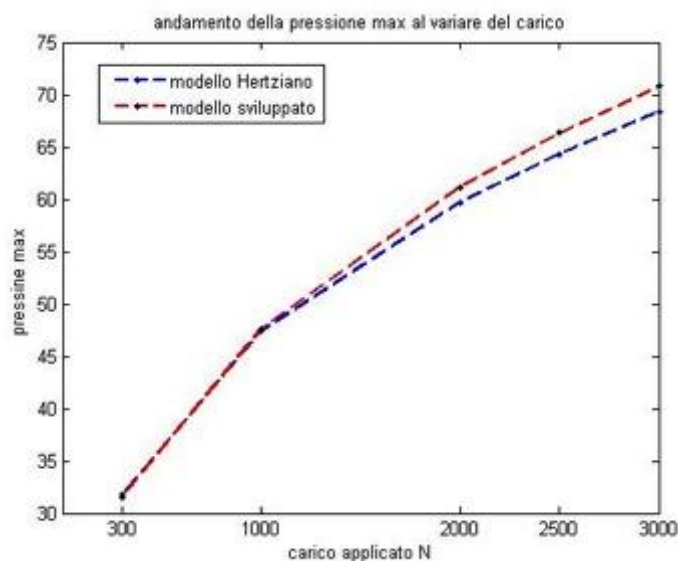
## 4.2 Analisi della validità della soluzione Hertziana

Il primo passo è stato quello valutare la validità del modello FE sviluppato andando a confrontare i risultati ottenuti dalle simulazioni del modello Ansys con quelli della soluzione Hertziana.

In Figura 4-1 e Figura 4-2 è mostrato il confronto degli andamenti delle pressioni massime del modello ad elementi finiti con quelle della soluzione Hertziana al variare del carico sia per protesi *CoC* che *MoM*.



**Figura 4-1** Andamento della pressione massima al variare del carico in protesi *CoC*.

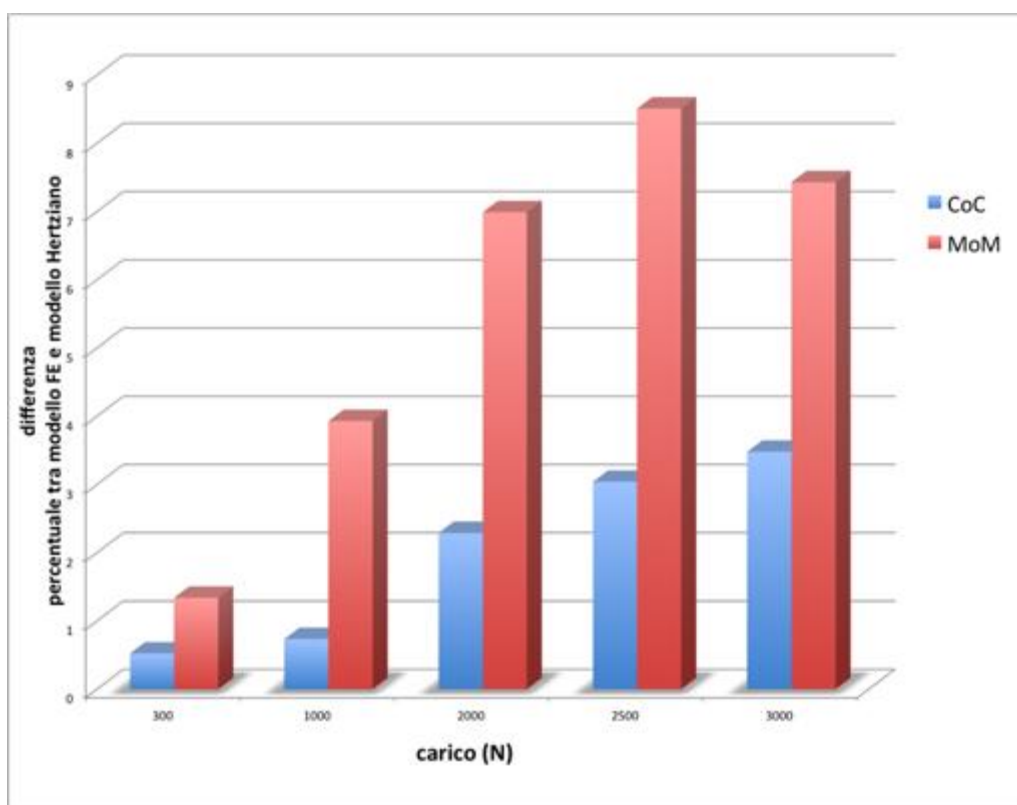


**Figura 4-2** Andamento della pressione massima al variare del carico in protesi *MoM*.

Dai due grafici si può notare come prima cosa, che nel caso MoM la differenza tra la curva del modello FE e quella della soluzione Hertziana è maggiore rispetto a quella del caso CoC.

In entrambi i casi il modello Hertziano sottostima la pressione di contatto restituendo una pressione massima inferiore a quella del modello ad elementi finiti, differenza che tende ad aumentare all'aumentare del valore del carico applicato. Ciò è evidenziato in Figura 4-3 che mostra la differenza percentuale tra la pressione massima del modello analitico e quello ad elementi finiti.

Tale differenza quindi, è stata calcolata essere inferiore al 9% per il caso MoM e inferiore al 4% per il caso CoC. La maggiore percentuale di differenza del caso MoM nasce dal fatto che in questo caso il modulo elastico dei materiali è minore rispetto al caso CoC.

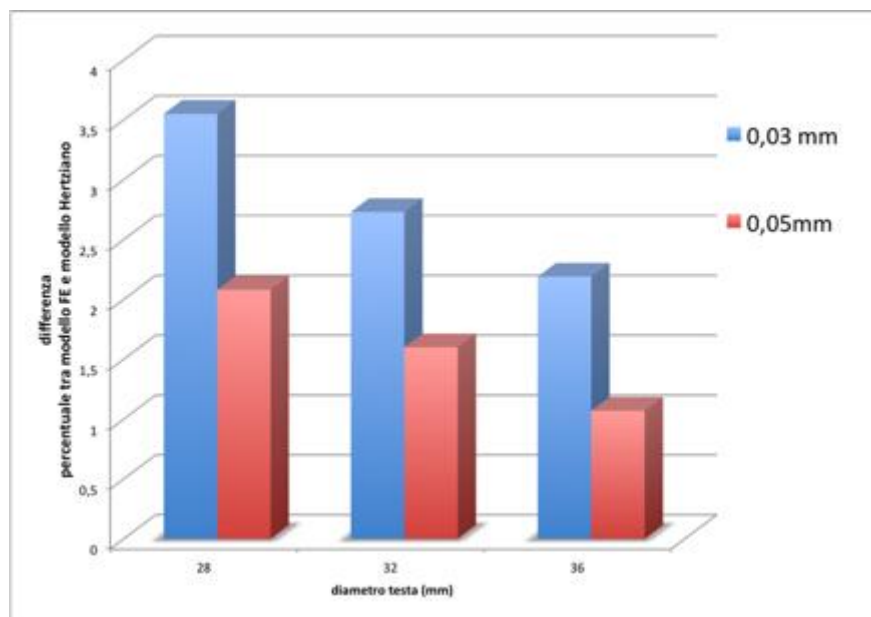


**Figura 4-3 Istogramma rappresentante la differenza percentuale tra modello FEM e soluzione hertziana nel caso CoC e MoM.**

Stessa valutazione è stata fatta per le simulazioni in cui sono state fatte variare sia la *clearance*, che le dimensioni della testa e della coppa del modello.

In Figura 4-4 sono riportati istogrammi relativi alla differenza percentuale tra il modello FE e la soluzione Hertziana calcolato analiticamente. Dalla figura si può subito notare che

il modello con clearance 0.05 mm riporta differenze percentuali minori rispetto al caso di clearance 0.03 mm. Altro risultato ricavato dalla figura sta nel fatto che all'aumentare delle dimensioni sia della testa, che della coppa si nota come la differenza percentuale tenda a diminuire. Questo risultato può nascere dal fatto che tra le ipotesi della teoria hertziana di due superfici curve in contatto tra loro è quella di considerare i raggi di curvatura degli elementi a contatto molto maggiori delle dimensioni caratteristiche delle superfici di contatto che si vengono a creare. Aumentando quindi le dimensioni della testa e della coppa quindi, si tende ad aumentare più la non conformità delle superfici di contatto e raggi di curvatura soddisfacendo maggiormente l'ipotesi di Hertz ed andando quindi a diminuire la differenza percentuale tra la soluzione Hertziana e il modello FEM.



**Figura 4-4** Istogramma rappresentante la differenza percentuale tra modello FEM e soluzione Hertziana nel caso di clearance diverse e per diverse dimensioni della testa e del backing.

### 4.3 Effetto dell'angolo di inclinazione della coppa: simulazione del contatto di bordo

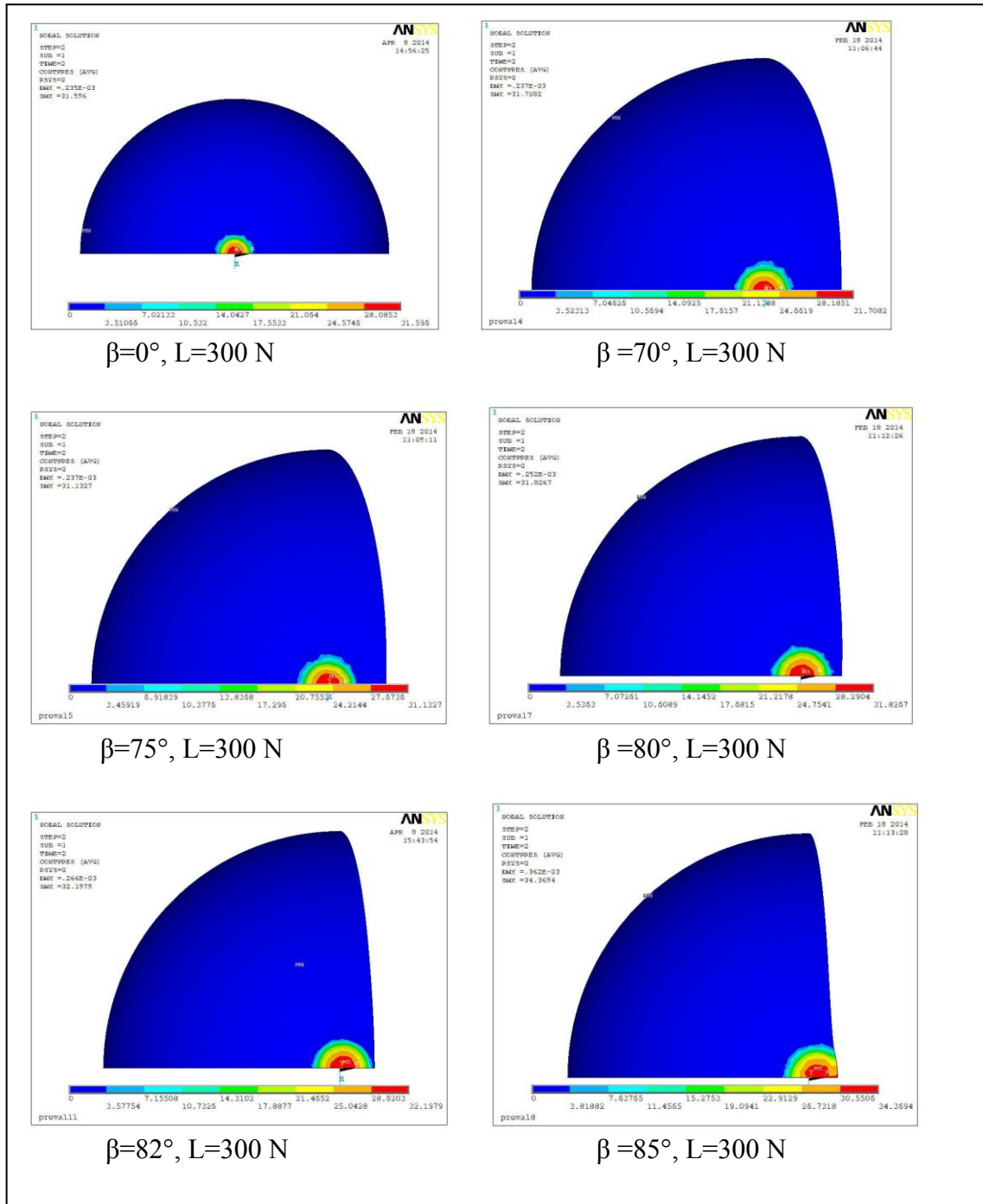
#### 4.3.1 Analisi di contatto protesi CoC

Sono riportati in seguito i risultati delle simulazioni del modello FE di protesi CoC al variare dell'inclinazione della coppa e del carico.

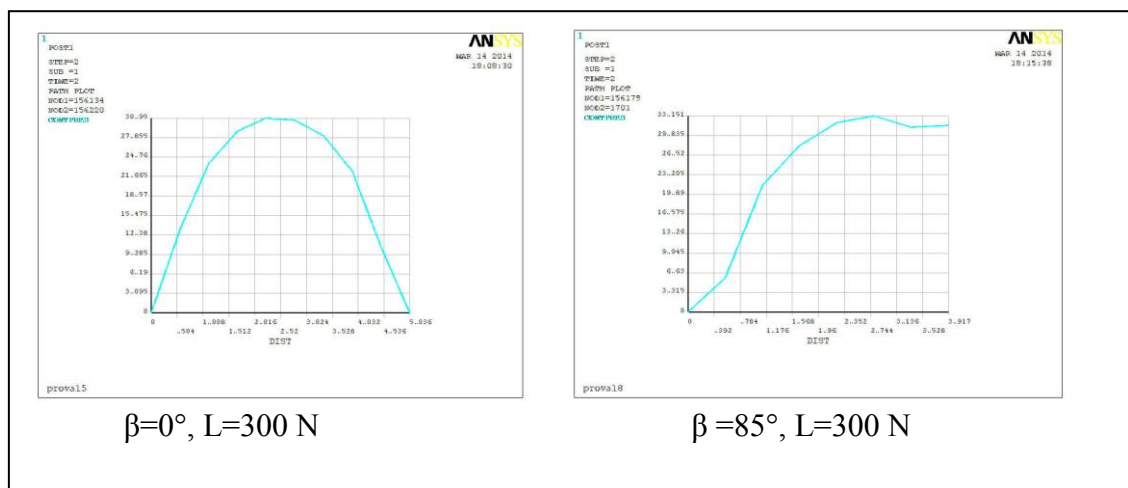
Si è considerato inizialmente l'effetto dell'inclinazione a 0°, 70°, 75°, 77°, 80°, 82°, 85°, con carico 300 N. La Figura 4-5 riporta le mappe e i profili di pressione visti nel piano di simmetria per alcuni casi. Dalle figure riportate delle pressioni di contatto va però detto

che in alcune di esse, quando l'impronta arriva al bordo sembra che ci sia una deformazione. Questa non è in realtà una vera e propria deformazione ma bensì un metodo utilizzato dal software per evidenziare la parte di interesse del risultato calcolato e quindi, un metodo semplice per “focalizzare” l'attenzione sull'impronta di pressione calcolata.

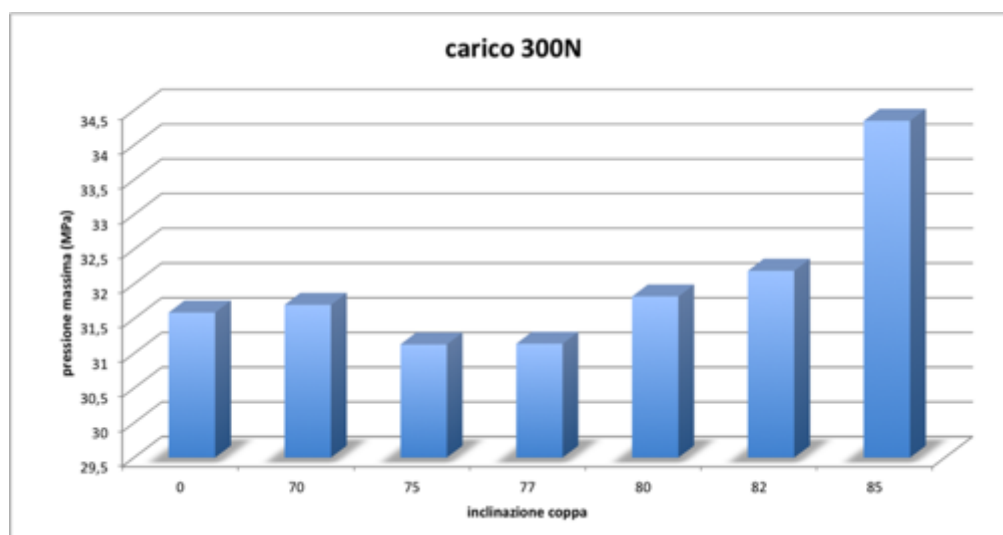
Ritornando ai risultati calcolati, si può notare dalla Figura 4-5 con questo carico e questa geometria, aumentando l'inclinazione della coppa, il profilo della pressione di contatto, la pressione di contatto massima e l'area di contatto, rimangono pressoché inalterate fino ad un'inclinazione di  $82^\circ$ . Il contatto di bordo si presenta per un'inclinazione della coppa di  $85^\circ$  (Figura 4-5) che aumenta solo di qualche MPa. Anche dalla Figura 4-6, il profilo della pressione vista dalla retta di azione del carico conferma il fatto che il profilo è completamente alterato e che, l'area di contatto comincia a risentire dell'effetto di bordo ad una inclinazione di  $85^\circ$  portando la pressione di contatto massima ad aumentare di circa 8.7%. Gli altri profili di pressione sono tutti molto simili a quello in Figura 4-5 per un'inclinazione della coppa di  $0^\circ$ . È stato inoltre calcolata tramite la soluzione Hertziana l'impronta Hertziana che è risultata essere pari a 2.12 mm e corrispondente in gradi a circa  $7.6^\circ$ . Questo risultato conferma il fatto che fino agli  $82^\circ$  d'inclinazione della coppa l'impronta non venga a contatto con il bordo e che quindi non presenti effetti di bordo.



**Figura 4-5** Pressione di contatto al variare dell'angolo d'inclinazione della coppa  $\beta$  con carico 300 N.



**Figura 4-6** Profilo della pressione di contatto sul piano di simmetria per il caso con inclinazione della coppa pari a  $0^\circ$  e  $85^\circ$  con carico di 300 N con ascissa larghezza del profilo vista dal piano di simmetria.

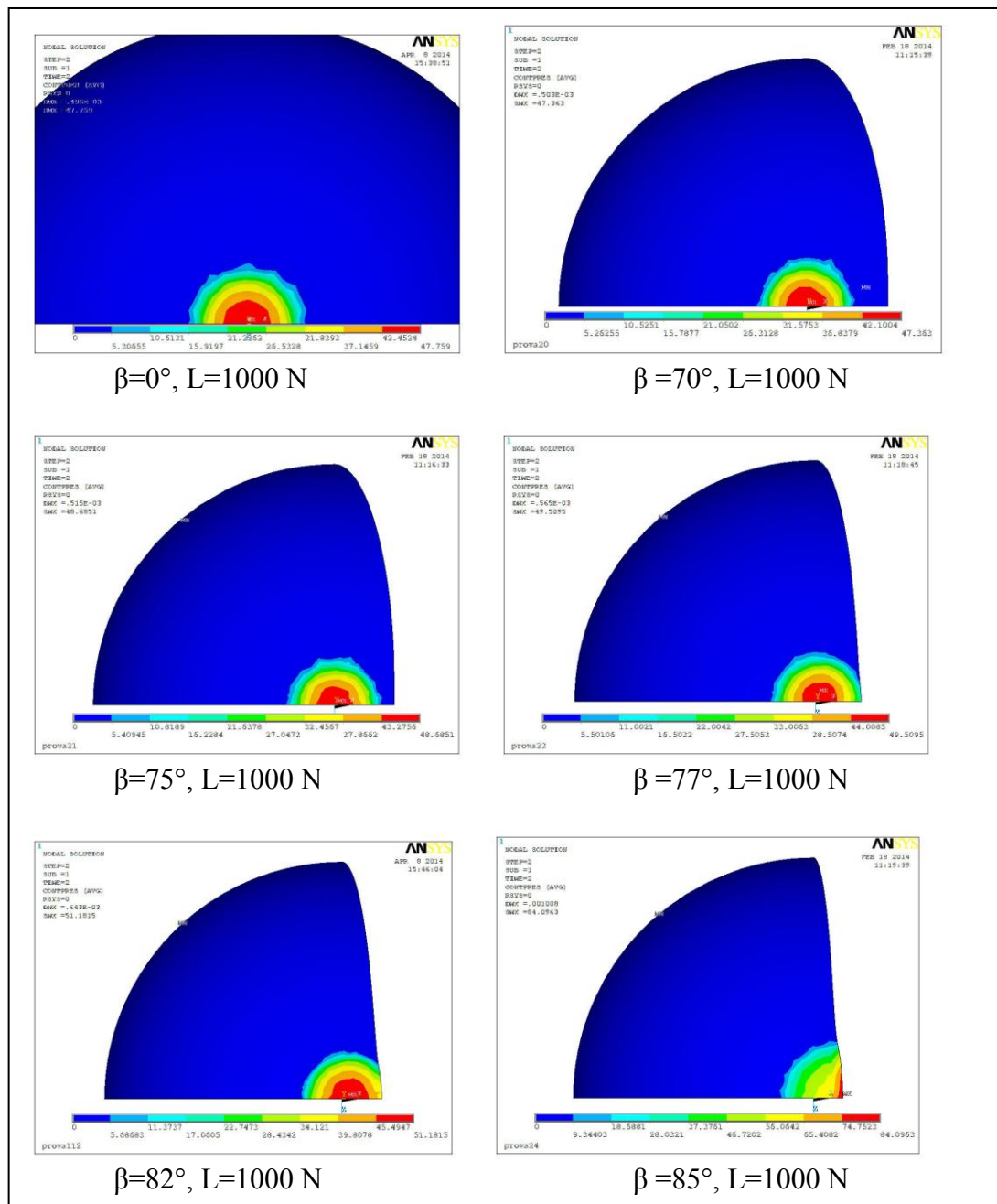


**Figura 4-7** Pressioni massime calcolate al variare degli angoli di inclinazione della coppa con carico 300 N.

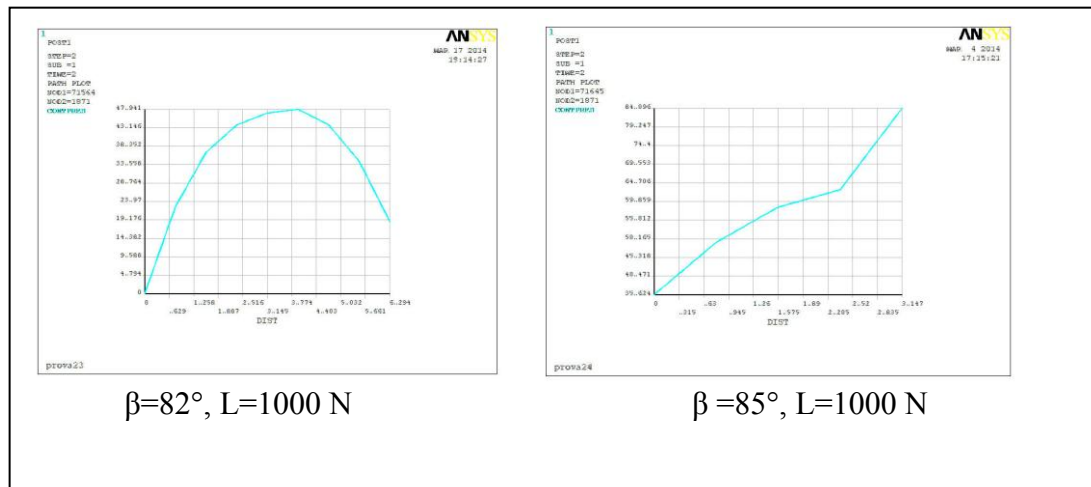
Passando a un carico di 1000 N e, andando a vedere i risultati si può notare come, all'aumentare del carico aumenta la pressione massima misurata (da circa 31 MPa a 47 MPa Figura 4-8). Oltre alla pressione massima si ha anche un aumento della dimensione dell'impronta di pressione che passa da una larghezza di circa 5 mm per un carico di 300 N ad una di circa 7 mm per un carico applicato di 100 N. Di conseguenza l'effetto di bordo si ha per un'inclinazione inferiore al caso precedente con 300N ossia a  $82^\circ$ , portando ad una alterazione del profilo di pressione (Figura 4-9) ma non ad un aumento eccessivo della pressione calcolata (Figura 4-10). Tutto ciò poteva essere supponibile già dal fatto che, calcolata l'impronta Hertziana, pari a circa 3.17 mm, il suo valore in gradi risultasse pari a

circa  $11.3^\circ$ . Risultato che quindi mostrava già il fatto che a  $82^\circ$  d'inclinazione della coppa l'impronta fosse a coatto con il bordo.

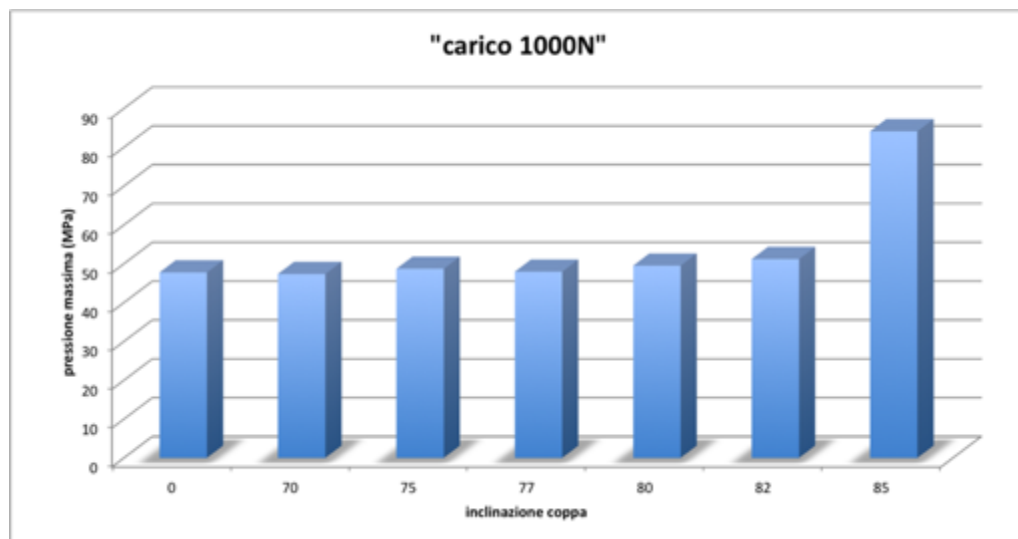
Passando ad un'inclinazione di  $85^\circ$  si nota un maggiore effetto dell'avvicinarsi al bordo che porta ad un aumento molto più accentuato della pressione massima, che aumenta di circa il 76% e ad una variazione maggiore del profilo di pressione verso il bordo stesso. L'area di contatto, infatti, tende a schiacciarsi verso il bordo diminuendo la sua larghezza (circa 3 mm) aumentando di conseguenza notevolmente la pressione massima misurata (Figura 4-10).



**Figura 4-8 Pressione di contatto al variare dell'angolo d'inclinazione della coppa  $\beta$  con carico 1000 N.**



**Figura 4-9** *Profilo della pressione di contatto sul piano di simmetria per il caso con inclinazione della coppa pari a  $82^\circ$  e  $85^\circ$  con carico di 1000 N con ascissa larghezza del profilo vista dal piano di simmetria.*

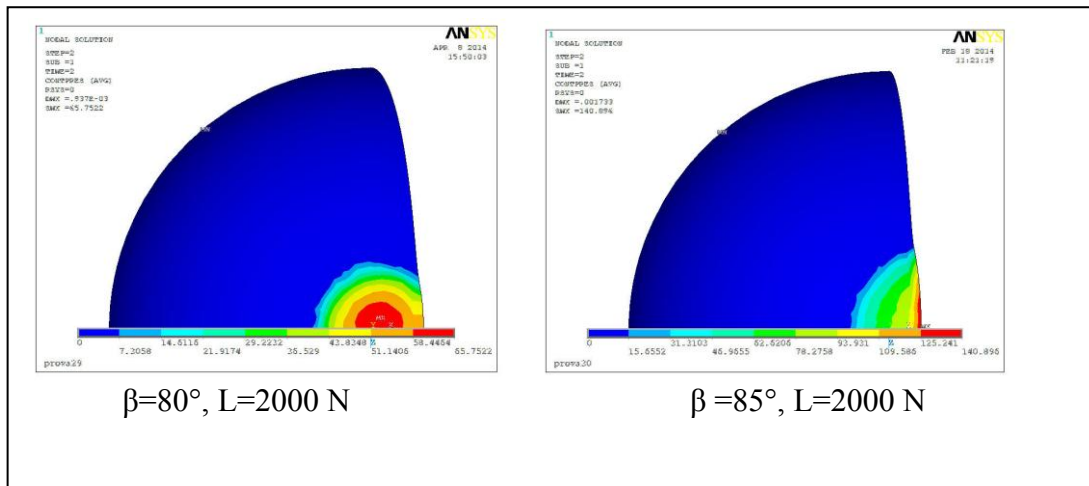


**Figura 4-10** *Pressioni massime calcolate al variare degli angoli di inclinazione della coppa con carico 1000 N.*

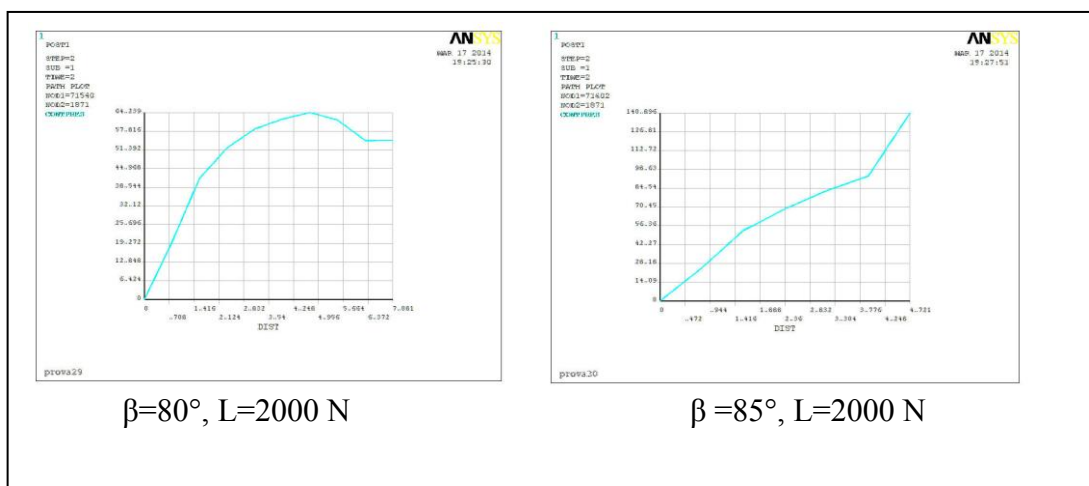
Aumentando nuovamente il carico a 2000 N si ha un aumento delle dimensioni dell'area di contatto infatti, la larghezza del profilo passa dai circa 7 mm del caso con carico 1000 N a circa 9 mm. Anche in questo caso la pressione massima calcolata aumenta con l'aumentare del carico (61 MPa). L'aumento della larghezza del profilo porta quest'ultimo a venire a contatto con il bordo per un'inclinazione inferiore ( $80^\circ$  Figura 4-11) al caso precedente, non portando però, ad un aumento elevato della pressione massima calcolata (Figura 4-13, Figura 4-12).



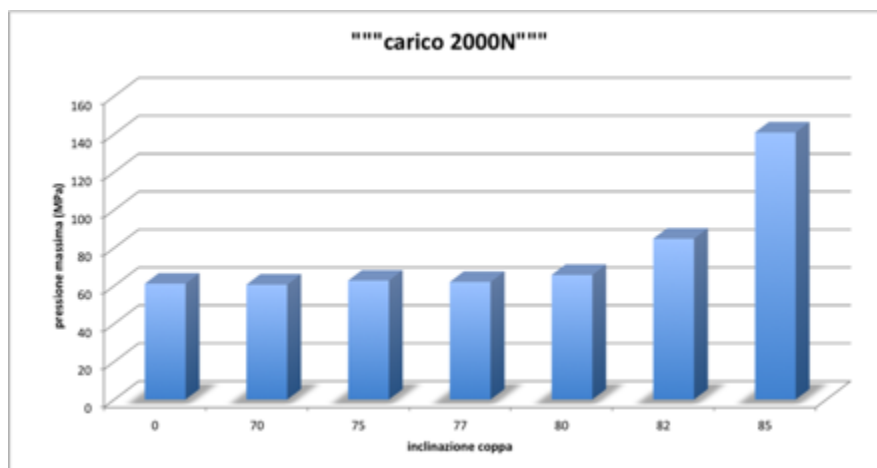
Con un'inclinazione di  $85^\circ$  (Figura 4-11) si nota come si abbia infine un assottigliamento del profilo che tende a schiacciarsi sul bordo diminuendo così la sua larghezza (circa 4.7mm Figura 4-12) in cui si hanno le pressioni massime di contatto ed un aumento molto elevato delle pressioni passando da un valore di circa 65 MPa, misurato per  $80^\circ$  di inclinazione della coppa, ad un valore di circa 141 MPa. Anche per questo caso è stato calcolato il valore in gradi dell'impronta Hertziana risultato pari a circa  $14^\circ$ . Quindi anche questo valore dimostra come l'impronta a  $80^\circ$  d'inclinazione sia già venuta in contatto con il bordo portando alla nascita degli effetti di bordo.



**Figura 4-11** Pressione di contatto al variare dell'angolo d'inclinazione della coppa  $\beta$  con carico 2000 N.



**Figura 4-12** Profilo della pressione di contatto sul piano di simmetria per il caso con inclinazione della coppa pari a  $80^\circ$  e  $85^\circ$  con carico di 2000 N con ascissa larghezza del profilo vista dal piano di simmetria.

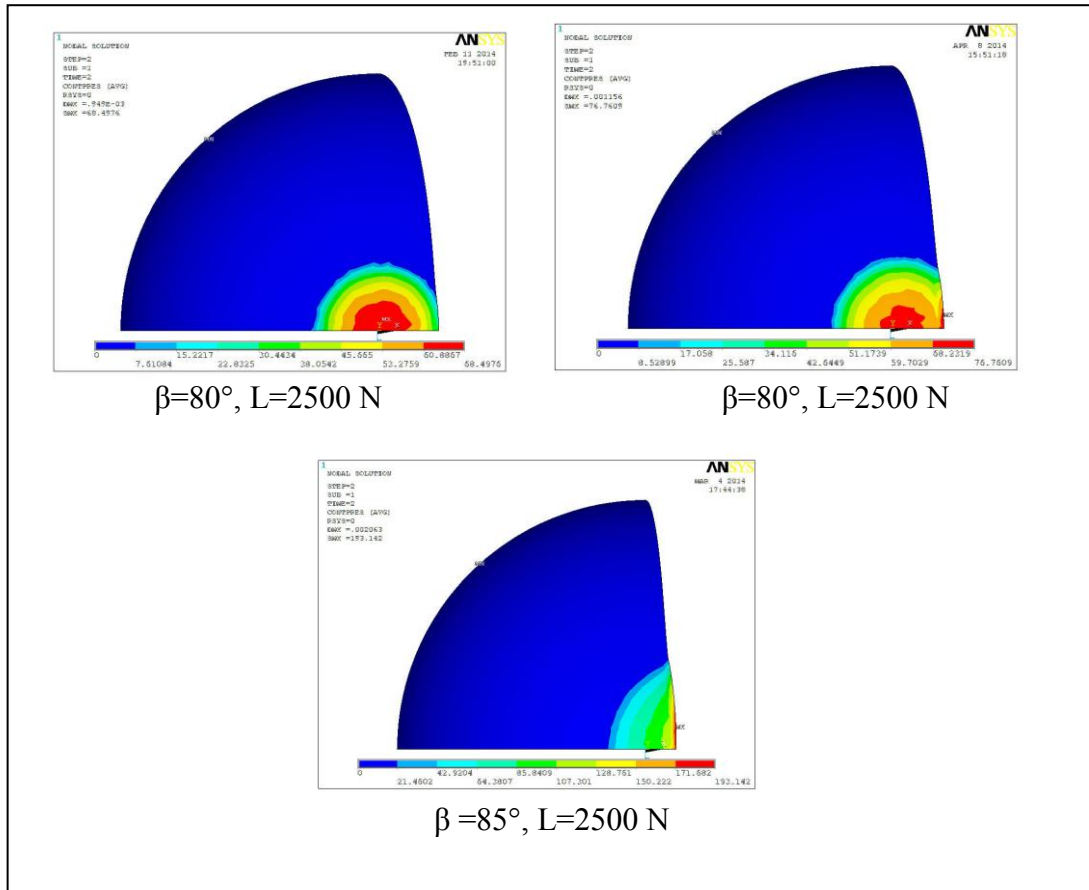


**Figura 4-13 Pressioni massime calcolate al variare degli angoli di inclinazione della coppa con carico 2000 N.**

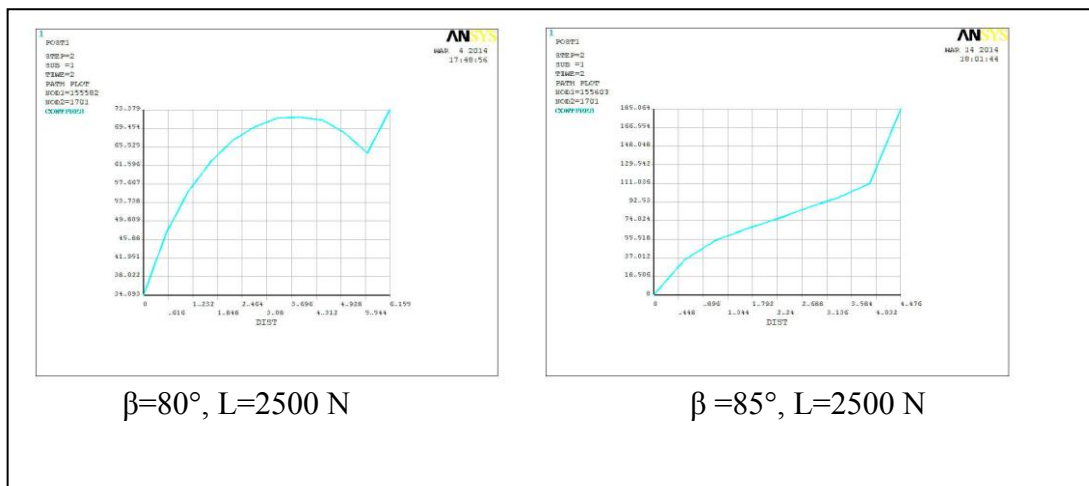
Passando ad un carico di 2500 N, si nota un ulteriore aumento sia della pressione massima misurata (66,33 MPa), che della dimensione della superficie la cui larghezza calcolata risulta essere di circa 10 mm. In questo caso calcolato il valore in gradi dell'impronta Hertziana pari a  $15^\circ$  ci si aspettava il presentarsi di effetti di bordo per angoli inferiori a  $80^\circ$ . Dalla Figura 4-14 si nota però come in realtà l'impronta, per  $77^\circ$  gradi d'inclinazione della coppa, venga effettivamente a contatto con il bordo ma non portando ad aumenti della pressione massima di contatto o andando ad alterare il profilo di pressione. Alterazione del profilo che invece si presenta nell'intorno degli  $80^\circ$  d'inclinazione andando e, a differenza del caso precedente con 100N, in cui non era stato riscontrato un aumento della pressione massima pur avendo un'alterazione del profilo dovuto agli effetti di bordo, si ha un aumento della pressione massima pari a circa il 13% (Figura 4-16).

Infatti, si nota in Figura 4-14 come in questo caso sia il profilo, che la pressione massima di contatto risentano maggiormente di tali effetti rispetto al caso precedente.

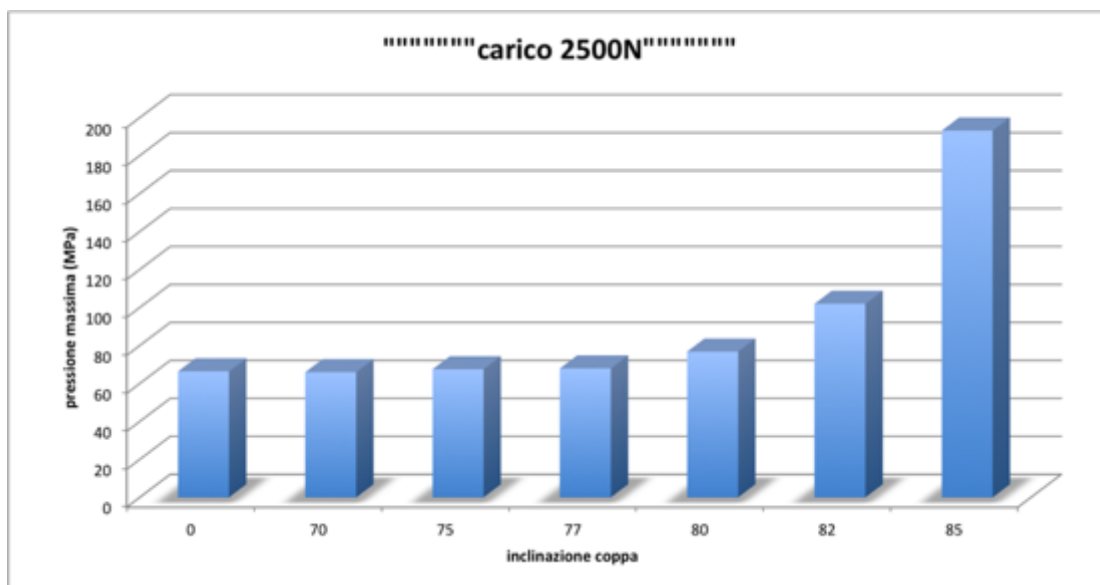
L'aumento dell'inclinazione fino a  $85^\circ$  gradi porta infine, ad un picco della pressione massima che porta ad un suo aumento di circa il 191% e ad un schiacciarsi della superficie di contatto verso il bordo riducendo la sua larghezza a 4.4 mm (Figura 4-15).



**Figura 4-14** Pressione di contatto al variare dell'angolo d'inclinazione della coppa  $\beta$  con carico 2500 N.



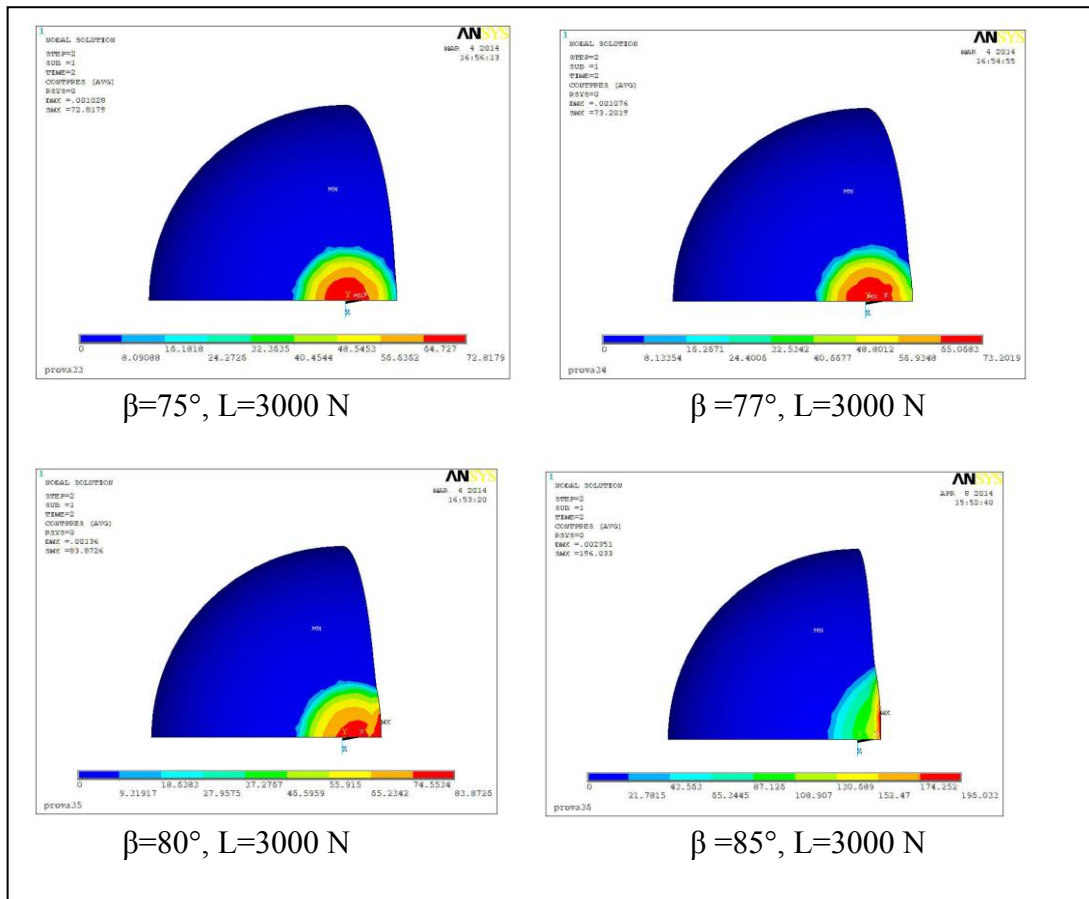
**Figura 4-15** Profilo della pressione di contatto sul piano di simmetria per il caso con inclinazione della coppa pari a  $80^\circ$  e  $85^\circ$  con carico di 2500 N con ascissa larghezza del profilo vista dal piano di simmetria.



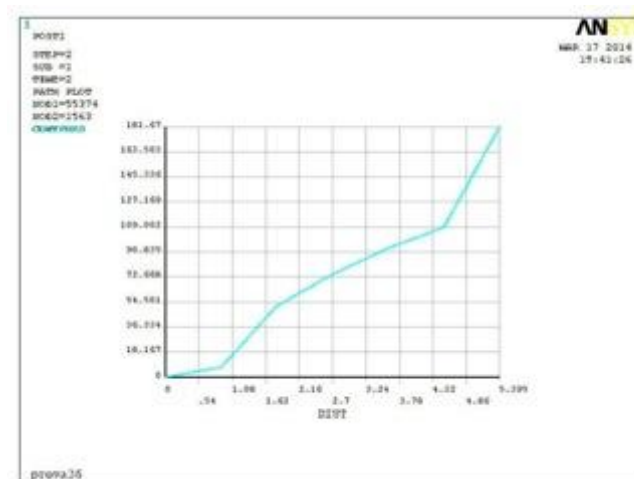
**Figura 4-16** *Pressioni massime calcolate al variare degli angoli di inclinazione della coppa con carico 2500 N.*

Aumentando ancora fino ad arrivare a un carico di 3000 N calcolata l'impronta Hertziana e ricavato il rispettivo angolo pari a  $16.3^\circ$  ci si aspettava per inclinazioni inferiori variazioni della pressione di contatto dovute agli effetti di bordo. In realtà i risultati mostrano come nonostante l'impronta venga a contatto con il bordo per un'inclinazione di  $75^\circ$  (Figura 4-17) e presenti le prime alterazioni per un'inclinazione di  $77^\circ$  la tendenza rimane la medesima espressa nel caso precedente: gli effetti di bordo, divengono significativi per un'inclinazione di  $80^\circ$  fino a raggiunger un picco per un'inclinazione di  $85^\circ$  (Figura 4-17). In quest'ultima condizione il profilo di pressione, (Figura 4-18) in maniera simile al caso precedente tende ad assottigliarsi schiacciandosi verso il bordo nelle zone in cui la pressione calcolata è più elevata.

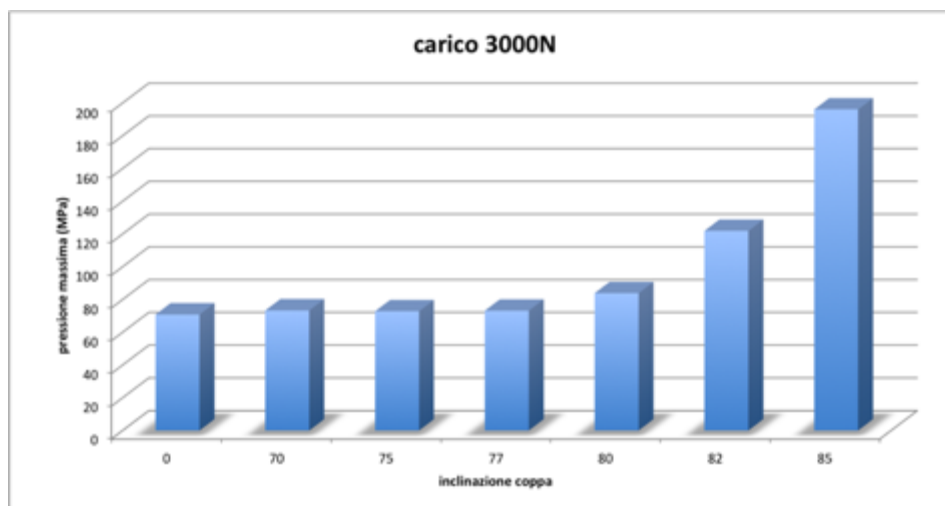
Rispetto ai casi precedenti però si nota come in questo caso con un'inclinazione di  $85^\circ$  il valore massimo di pressione misurato, pari a circa 196 MPa, risulti di poco maggiore del caso di carico a 2500 N (Figura 4-19) che è stato calcolato essere pari a circa 193 MPa.



**Figura 4-17** Pressione di contatto al variare dell'angolo d'inclinazione della coppa  $\beta$  con carico 3000 N.



**Figura 4-18** Profilo della pressione di contatto sul piano di simmetria con inclinazione della coppa  $85^\circ$  della coppa con carico 3000 N.



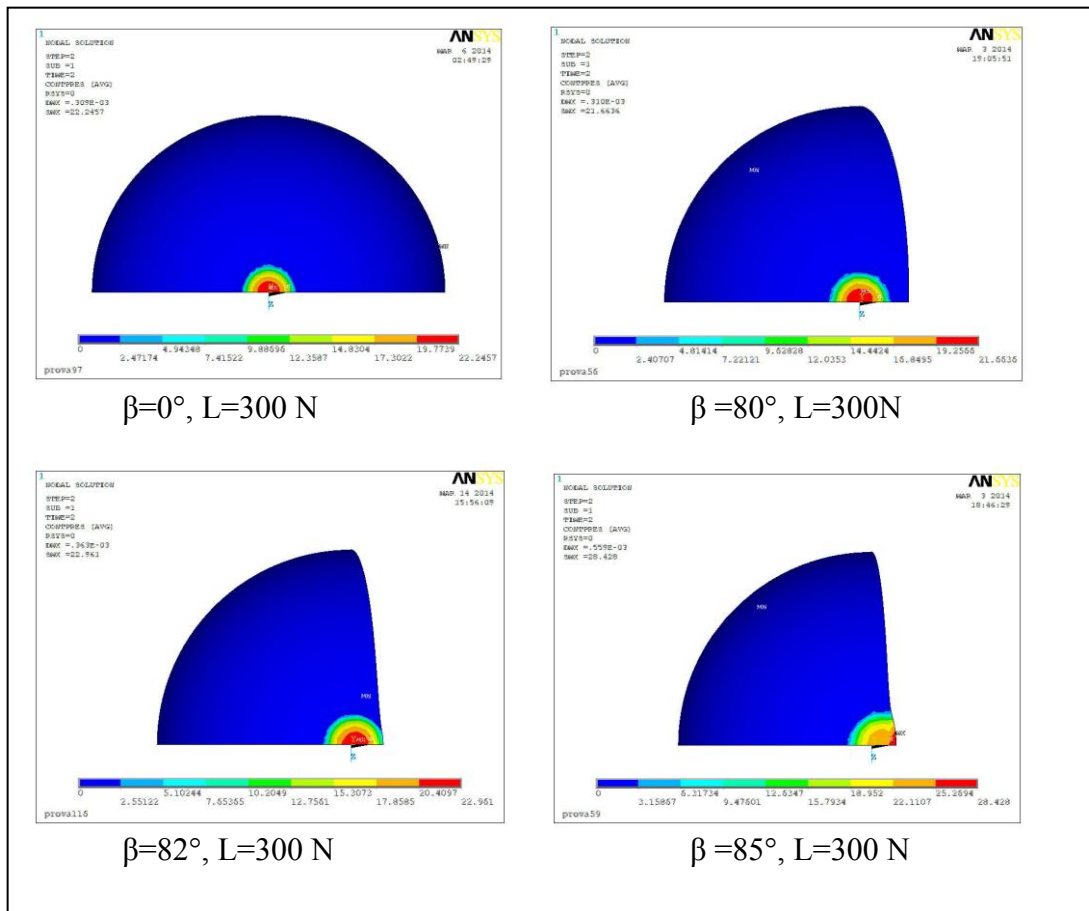
**Figura 4-19** *Pressioni massime calcolate al variare degli angoli di inclinazione della coppa con carico 3000 N.*

#### 4.3.2 Analisi di contatto in protesi MoM

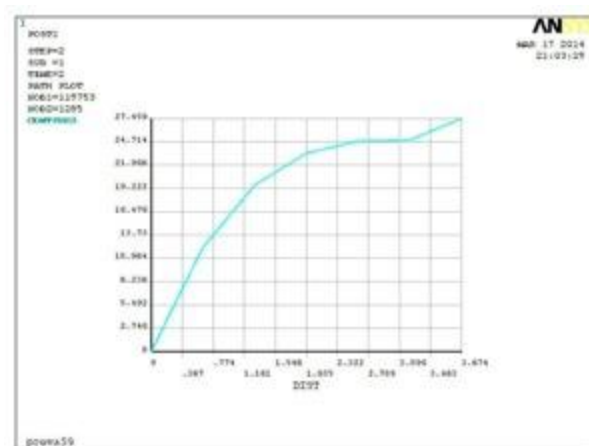
Passando al modello MoM, e quindi variando solo i materiali costituenti il modello, sono state effettuate le medesime simulazioni del caso precedente CoC sotto le stesse condizioni (inclinazione coppa e carico applicato).

Partendo sempre dalle simulazioni per un carico applicato di 300 N dalla soluzione Hertziana ricavata l'impronta pari a 2.55 mm e il suo valore in gradi pari a circa 9° ci si aspetterebbe quindi che per la simulazione fatta con 82° d'inclinazione della coppa l'impronta venga già a contatto con il bordo.

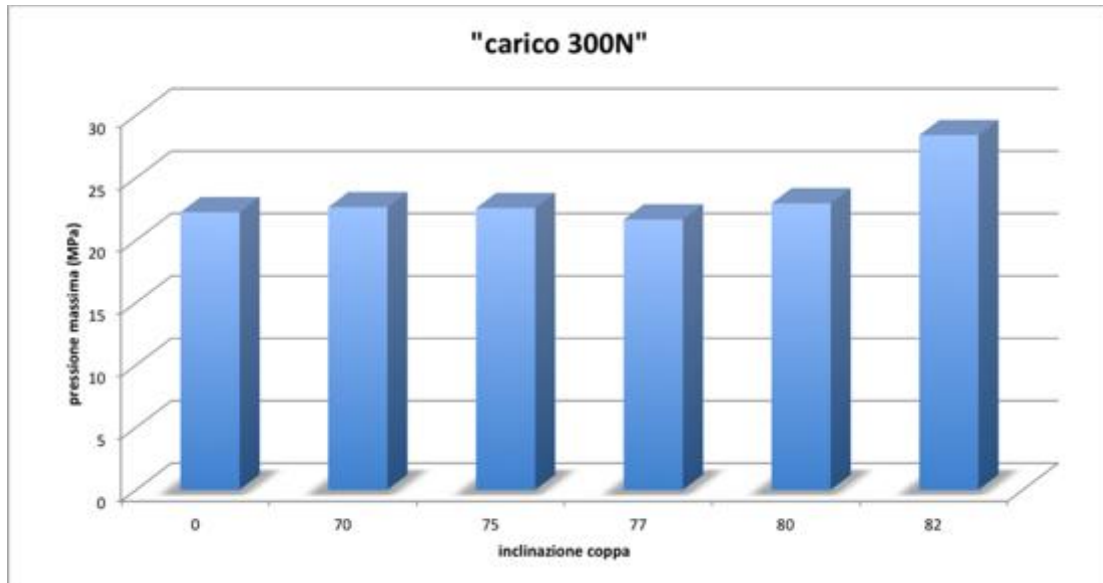
Calcolate le soluzioni la prima cosa da notare sta nel fatto che in questo caso le pressioni massime misurate sono inferiori (22.24 MPa) a quelle del caso CoC (31.59 MPa). Ciò è dovuto al fatto che il materiale considerato in questo caso possiede un modulo di Young minore e porta, come naturale conseguenza, a un aumento delle dimensioni dell'area di contatto la cui larghezza calcolata è di circa 6 mm maggiore del caso CoC in cui la larghezza è pari circa 3 mm. In secondo luogo si nota come per un'inclinazione della coppa di 82° l'impronta viene effettivamente a contatto con il bordo ma non presenta né alterazioni né aumenti del valore della pressione massima di contatto (Figura 4-20). Come nel caso CoC sotto 300 N gli effetti di bordo, che portano ad un alterazione dell'impronta, si presentano nell'intorno degli 85° d'inclinazione della coppa (Figura 4-20) non portando però ad un eccessivo aumento della pressione massima misurata pari a 27.8% (Figura 4-22).



**Figura 4-20** Pressione di contatto al variare dell'angolo d'inclinazione della coppa  $\beta$  con carico 300 N



**Figura 4-21** Profilo della pressione di contatto sul piano di simmetria con inclinazione della coppa  $85^\circ$  della coppa con carico 300 N

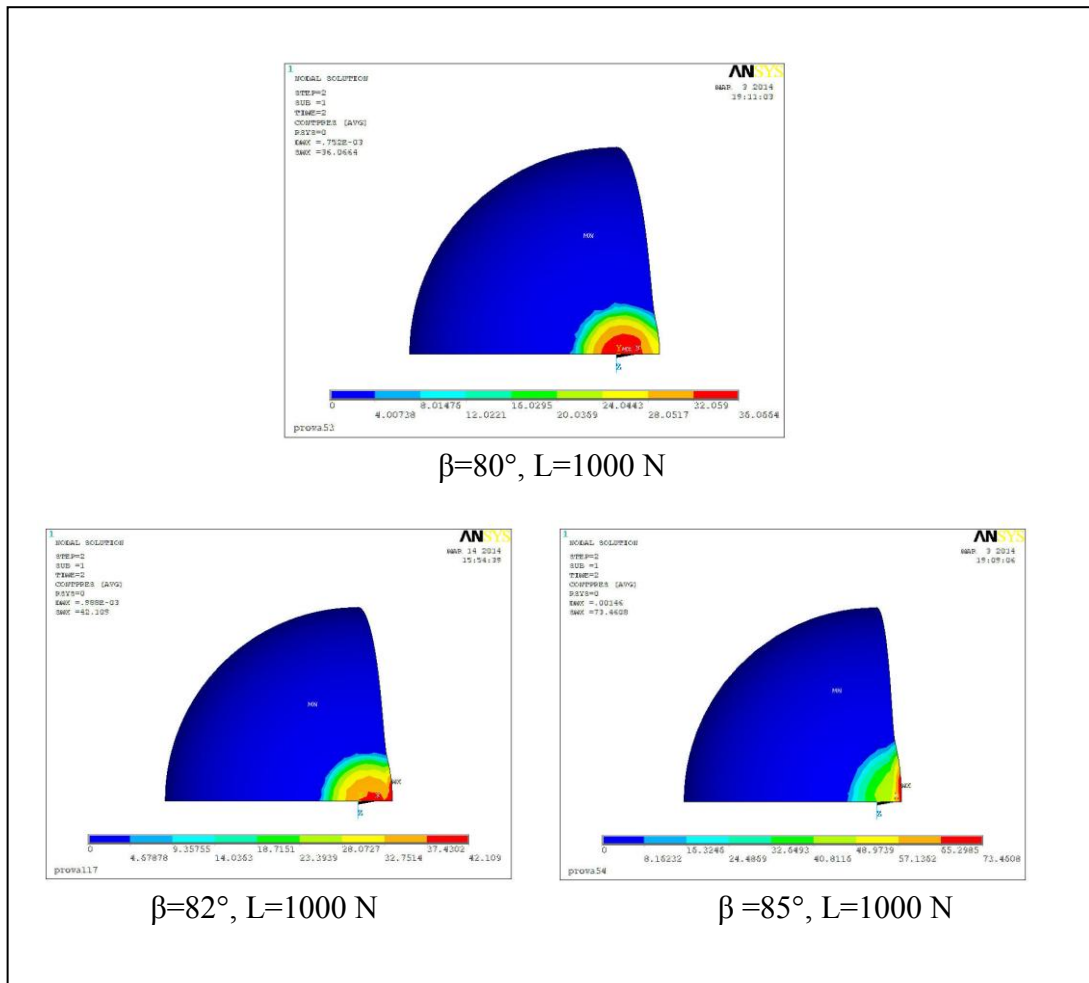


**Figura 4-22** *Pressioni massime calcolate al variare degli angoli di inclinazione della coppa con carico 300 N.*

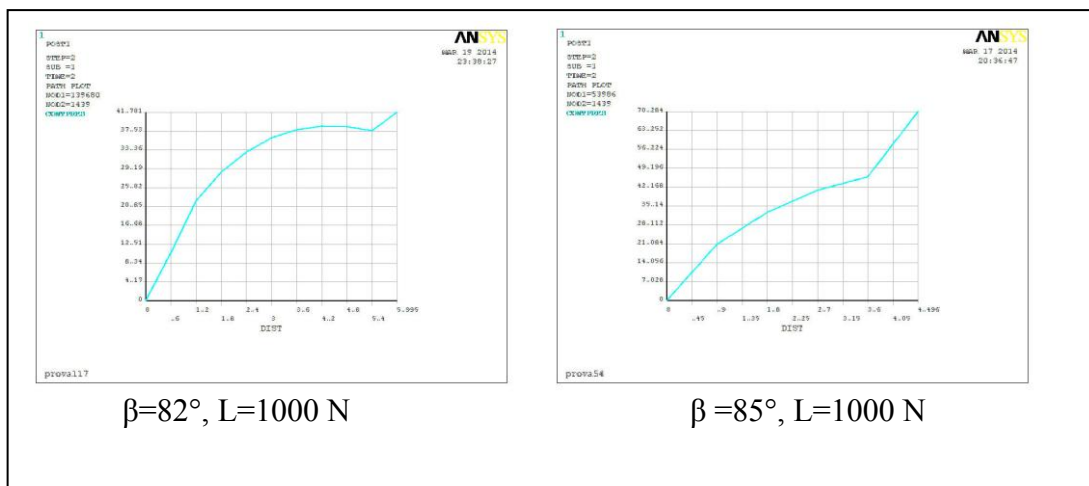
Applicando un carico di 1000 N, si osserva, un aumento della pressione massima di contatto (34.23 MPa Figura 4-25) ed un aumento della larghezza del profilo che risulta essere pari a circa 9 mm. L'aumento di tale larghezza fa sì che si riscontri effetto di bordo per un'inclinazione di 82° portando a un'alterazione del profilo ed ad un aumento della pressione massima del 23% (Figura 4-23, Figura 4-24). Quindi nonostante un valore dell'angolo corrispondente all'impronta Hertziana pari a circa 13° e quindi nonostante l'impronta già a 80° d'inclinazione della coppa sia già venuta a contatto con il bordo, questo non porta variazioni dell'impronta.

A 85° d'inclinazione della coppa (Figura 4-23, Figura 4-24), il profilo di pressione risente totalmente della presenza del bordo facendo sì che i massimi valori misurati si presentino su di esso. Si nota inoltre, come in questo caso ci sia un aumento più elevato della pressione massima cui è sottoposta la zona di contatto calcolato essere pari al 125.5%.

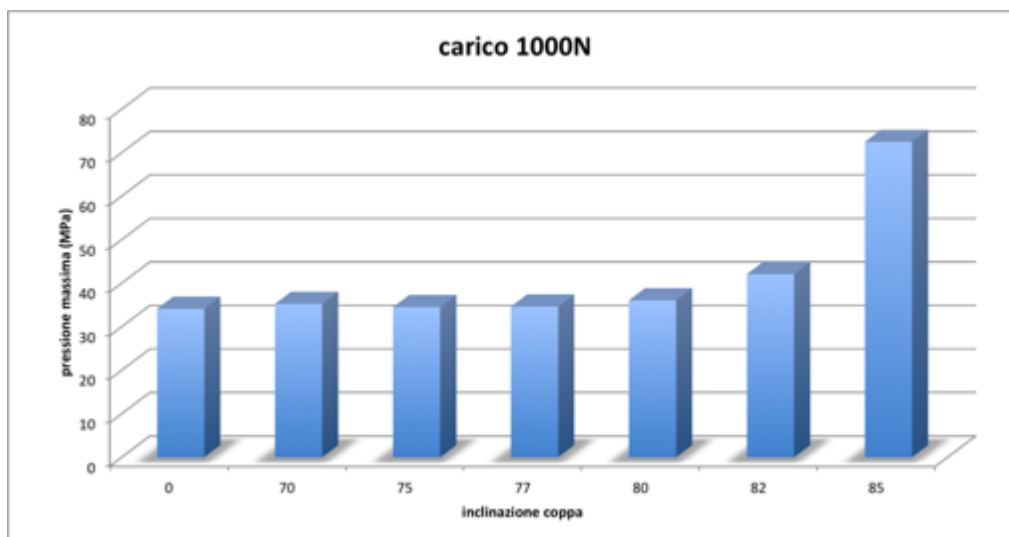




**Figura 4-23** Pressione di contatto al variare dell'angolo d'inclinazione della coppa  $\beta$  con carico 1000 N.



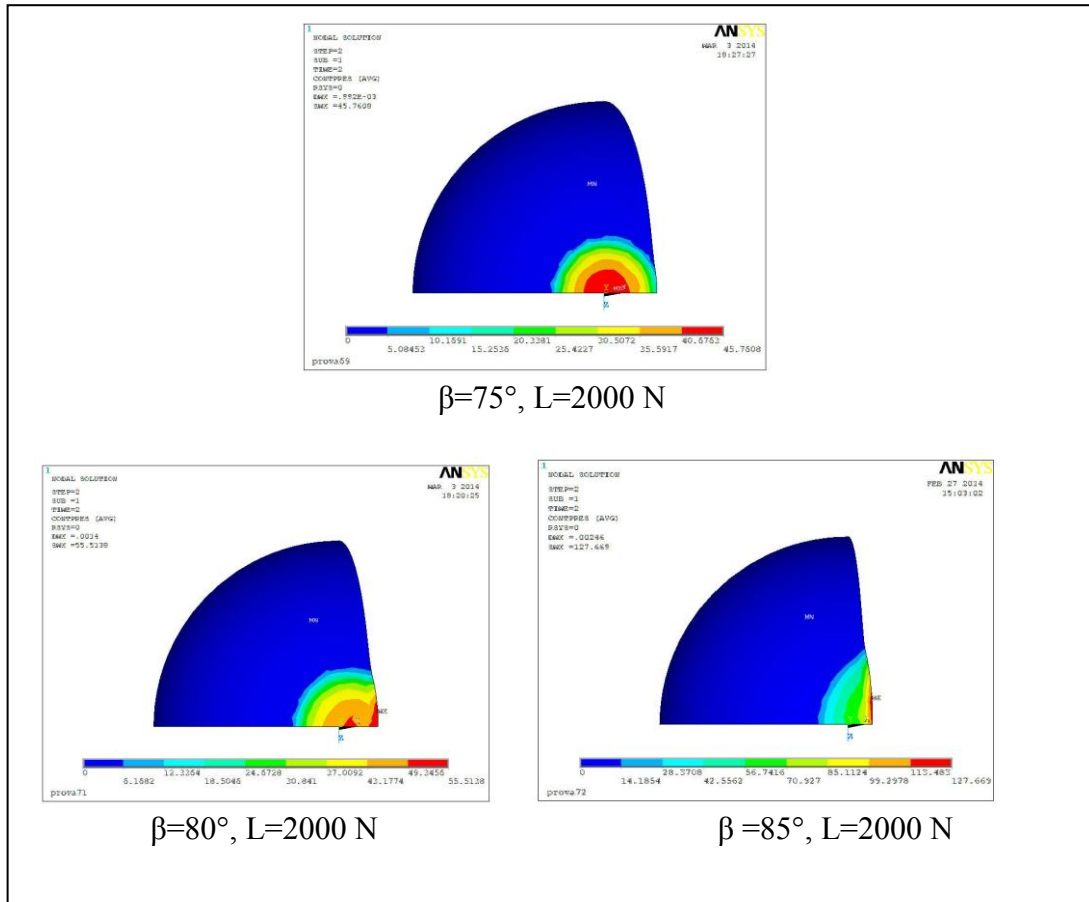
**Figura 4-24** Profilo della pressione di contatto sul piano di simmetria per il caso con inclinazione della coppa pari a  $82^\circ$  e  $85^\circ$  con carico di 1000 N con ascissa larghezza del profilo vista dal piano di simmetria.



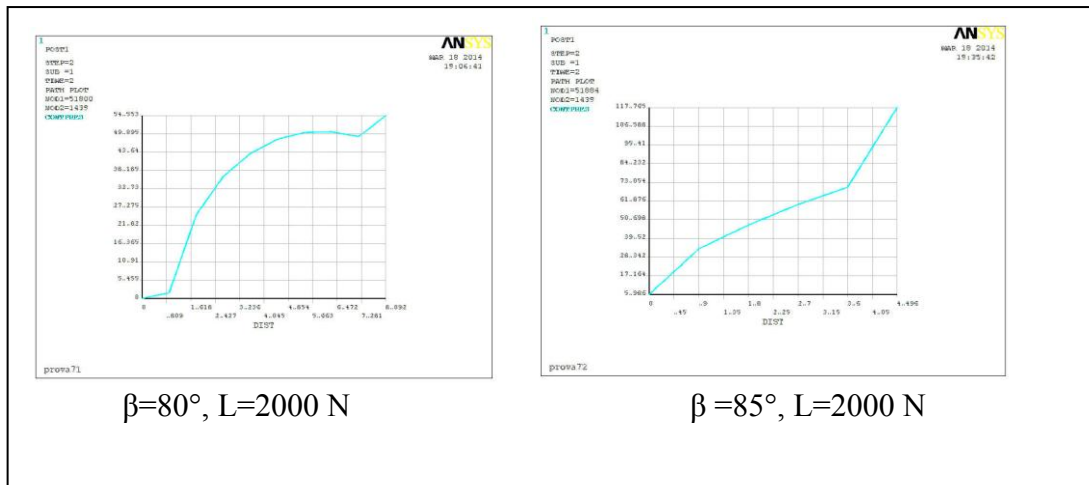
**Figura 4-25** *Pressioni massime calcolate al variare degli angoli di inclinazione della coppa con carico 1000 N.*

Sotto i 2000 N di carico la pressione massima aumenta (44.41 MPa) e si possono notare due differenze principali; la prima è la comparsa degli effetti di bordo per un'inclinazione di 80° (Figura 4-26) dovuta all'aumento della superficie di contatto (larghezza circa 10.5 mm) che porta, per un'inclinazione della coppa minore, al raggiungimento del bordo con conseguente nascita degli effetti di bordo; la seconda, che comparando questo risultato con quello del caso CoC sotto le stesse condizioni (Figura 4-11) il cambiamento del profilo di pressione sembra essere molto più netto portando ad un maggiore aumento della pressione massima misurata pari al 25% (Figura 4-28). Anche i profili di pressione visti dal piano di simmetria (Figura 4-27) mostrano come a 80° ci sia una loro variazione con tendenza a schiacciarsi verso il bordo. Anche in questo caso quindi, sebbene l'impronta venga a contatto con il bordo per un'inclinazione della coppa di 75° fino a 80° d'inclinazione no si presentano effetti di bordo (Figura 4-26). Il fatto che l'impronta a 75° d'inclinazione della coppa venisse a contatto con il bordo era prevedibile e concorda con valore dell'angolo ricavato dell'impronta Hertziana pari a 17°.

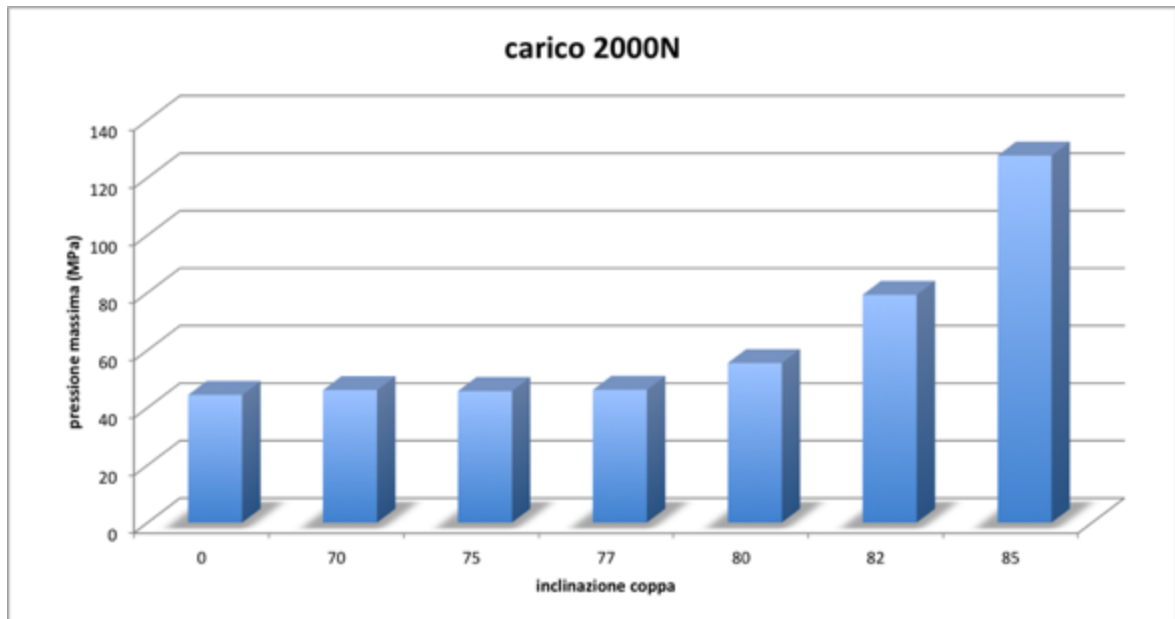
Infine per un'inclinazione di 85° si ha un elevato schiacciamento sul bordo della coppa dell'area di contatto la cui larghezza lungo il piano di simmetria si riduce a circa 4,5 mm con conseguente aumento della pressione massima calcolata pari al 187.47%.



**Figura 4-26** Pressione di contatto al variare dell'angolo d'inclinazione della coppa  $\beta$  con carico 2000 N.



**Figura 4-27** Profilo della pressione di contatto sul piano di simmetria per il caso con inclinazione della coppa pari a  $80^\circ$  e  $85^\circ$  con carico di 2000 N con ascissa larghezza del profilo vista dal piano di simmetria.



**Figura 4-28** *Pressioni massime calcolate al variare degli angoli di inclinazione della coppa con carico 2000 N.*

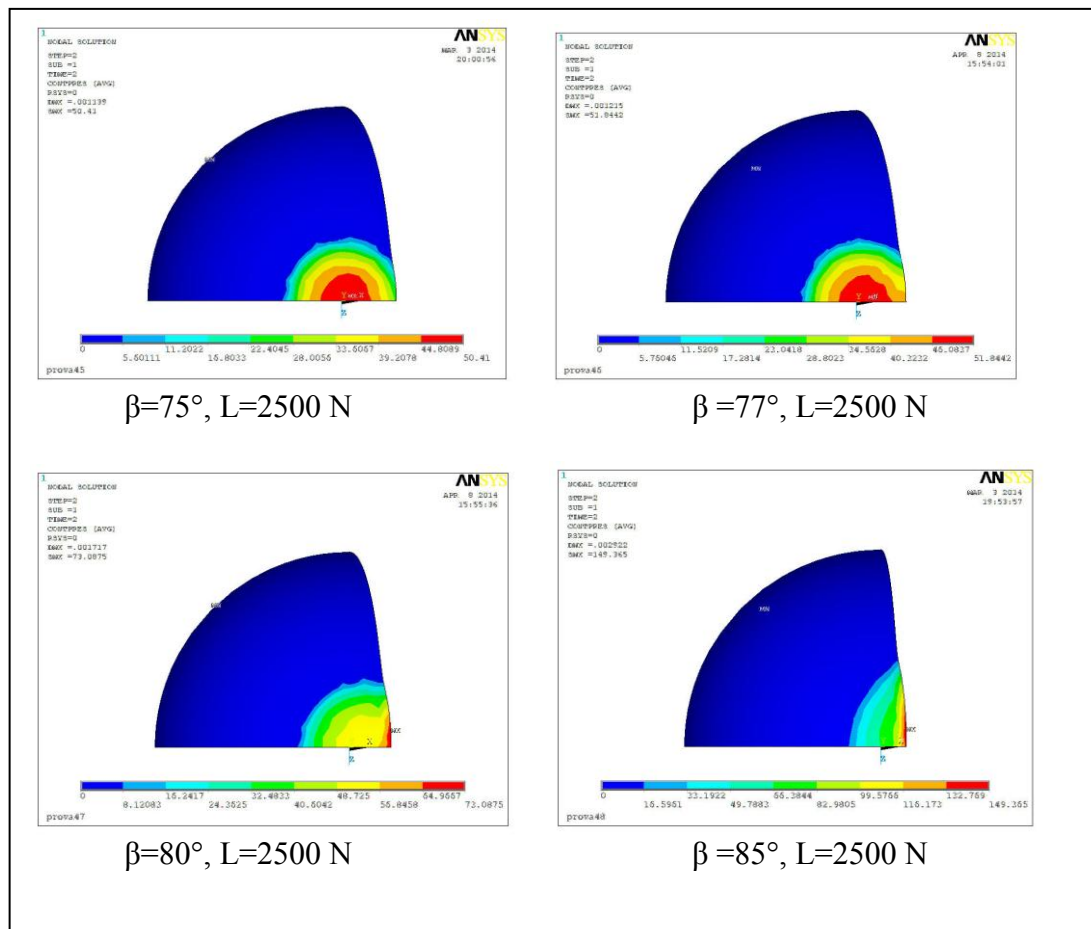
Passando a un carico di 2500 N la tendenza rimane la stessa: aumento della pressione massima calcolata (48,64 MPa) e aumento della larghezza del profilo (11.6 mm).

Anche in questo caso dal valore dell'angolo corrispondente all'impronta Hertziana pari a  $18.5^\circ$  è possibile dedurre come già per un'inclinazione di  $75^\circ$  l'impronta sia in contatto con il bordo. Ciò concorda con quanto calcolato con le simulazioni e rappresentato in Figura 4-29.

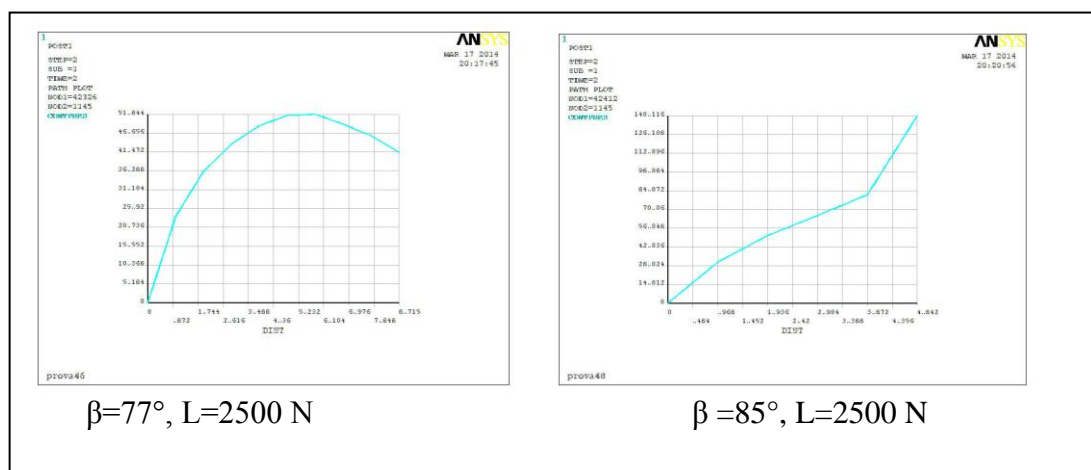
In questo caso però, nonostante anche nel caso precedente l'impronta per  $75^\circ$  d'inclinazione della coppa venga a contatto con il bordo, si nota come il primo cambiamento del profilo di pressione si presenti ancor prima per un'inclinazione di  $77^\circ$  e quindi per un'inclinazione inferiore rispetto agli  $80^\circ$  del caso sotto 2000 N di carico (Figura 4-29). Questo, è dovuto al fatto che l'area di contatto aumenta aumentando il carico portando l'area stessa a risentire della presenza del bordo per una inclinazione della coppa di minore entità. Il presentarsi di questo effetto a  $77^\circ$  però non porta a un vero e proprio aumento della pressione massima ma, semplicemente ad una alterazione del profilo di pressione.

Questo risultato si differenzia sia dai casi precedenti, che dal caso CoC sotto le stesse condizioni in cui a  $77^\circ$  non è stata riscontrata la presenza degli effetti di bordo.

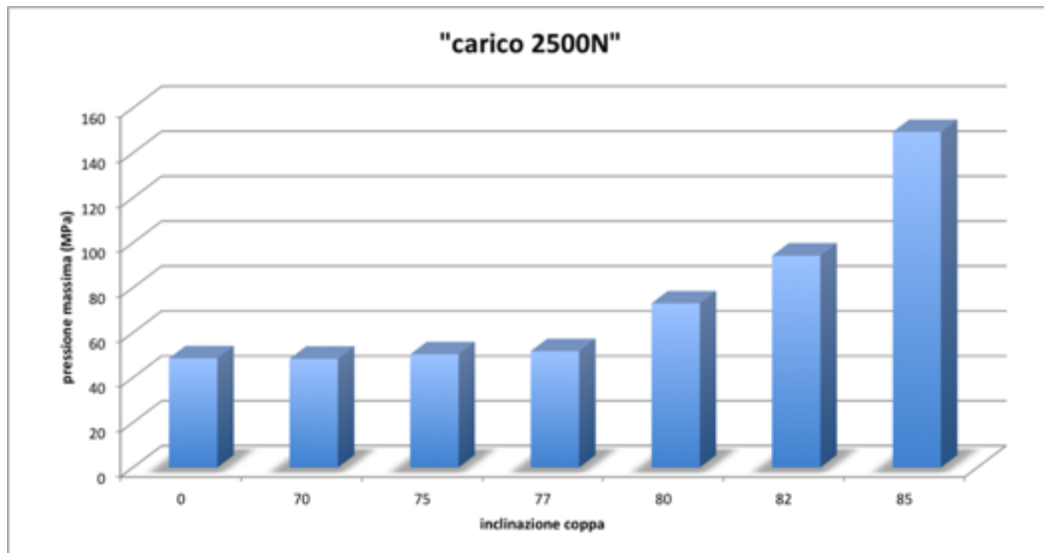
Infine a  $85^\circ$  d'inclinazione della coppa si ha un aumento massimo della pressione del 207% della pressione iniziale dovuto, come i casi precedenti, allo schiacciamento dell'area di contatto verso il bordo (larghezza 4.6 mm)



**Figura 4-29** Pressione di contatto al variare dell'angolo d'inclinazione della coppa  $\beta$  con carico 2500 N



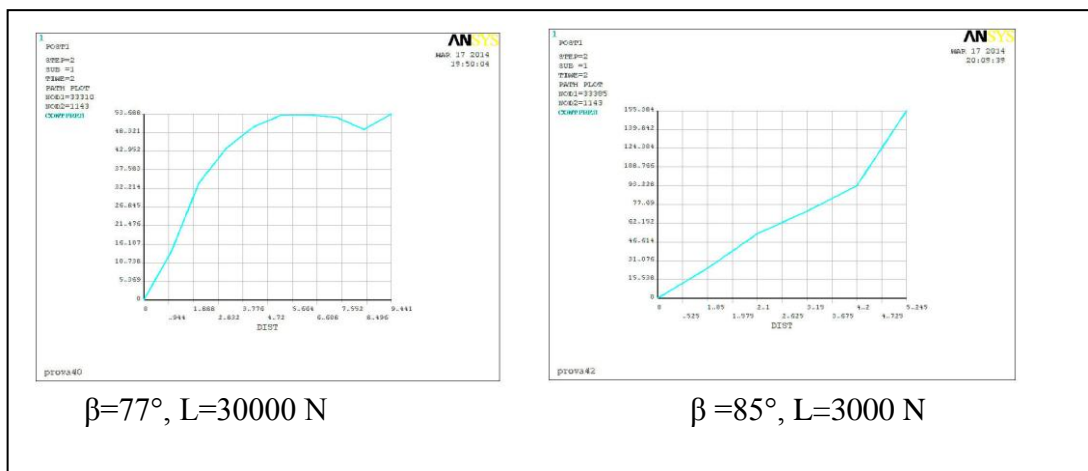
**Figura 4-30** Profilo della pressione di contatto sul piano di simmetria per il caso con inclinazione della coppa pari a  $77^\circ$  e  $85^\circ$  con carico di 2500 N con ascissa larghezza del profilo vista dal piano di simmetria.



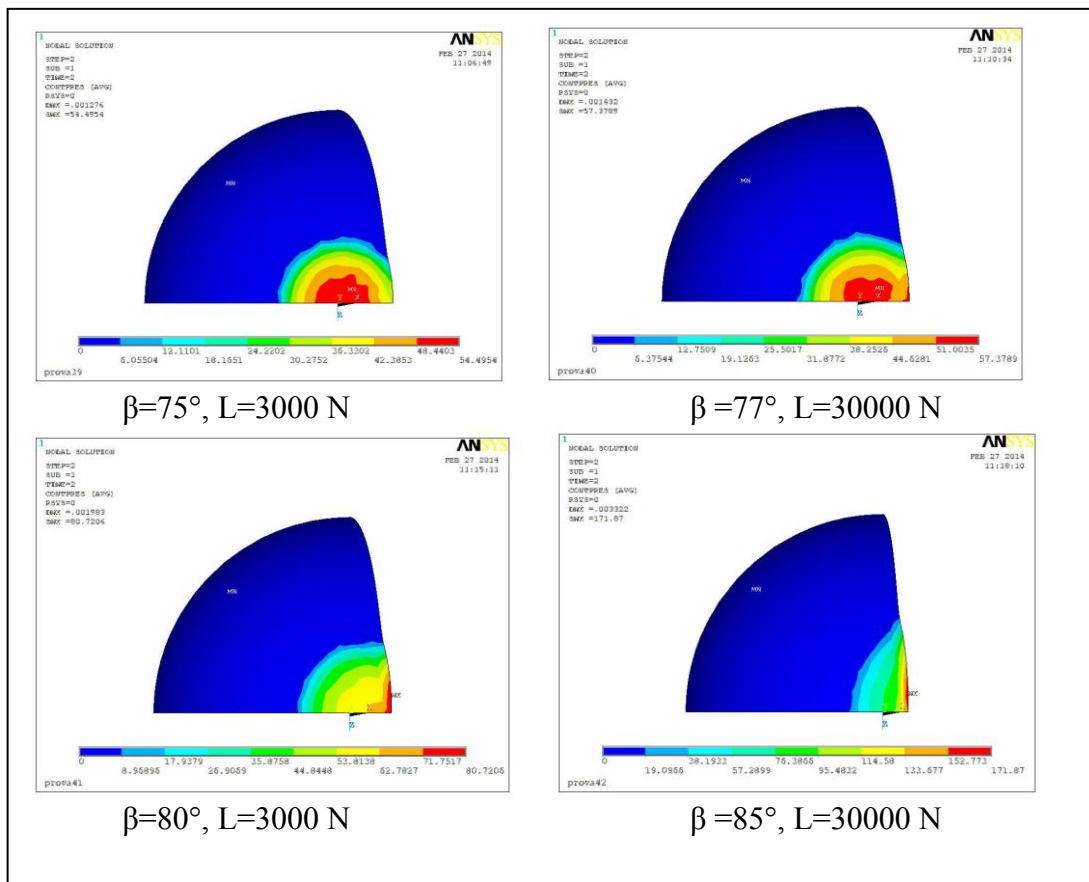
**Figura 4-31** Pressioni massime calcolate al variare degli angoli di inclinazione della coppa con carico 2500 N.

Con un carico di 3000 N i risultati sembrano molto simili al caso precedente. Seppur ci sia un aumento della pressione massima (52.16 MPa) e della larghezza del profilo (12.5 mm) ed un aumento dell'angolo corrispondente all'impronta Hertziana ( $19.7^\circ$ ) come logica conseguenza dell'aumento di carico. Anche in questo caso si nota come gli effetti di bordo siano presenti, a  $77^\circ$  (Figura 4-33). Effetti, però, che sono più accentuati per questa inclinazione rispetto al caso precedente, in quanto, il profilo di pressione (Figura 4-32) risulta maggiormente alterato.

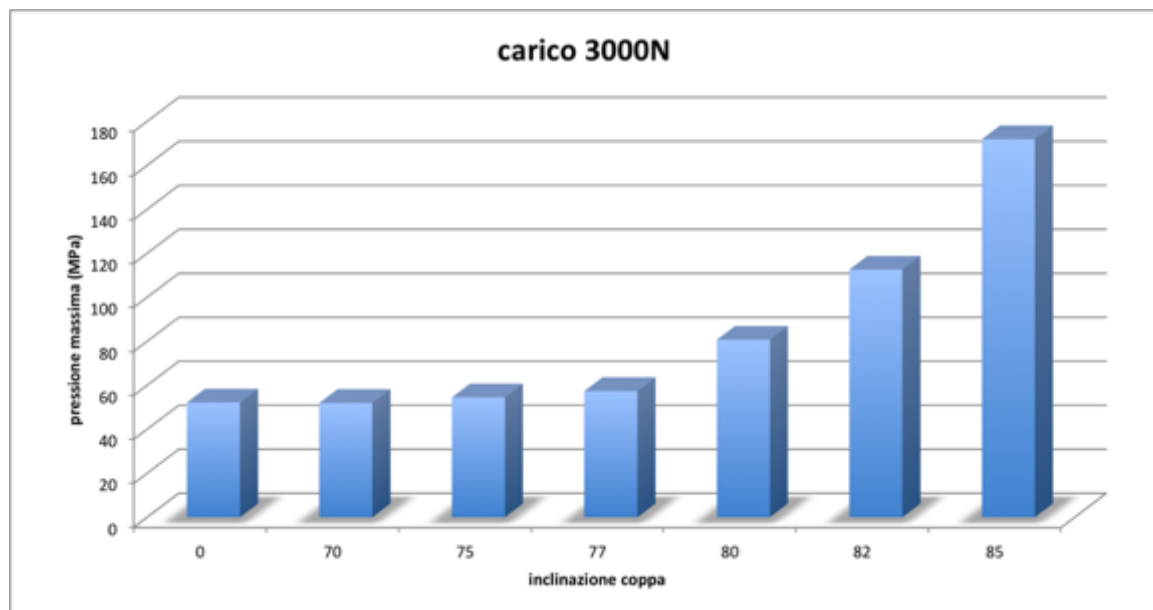
L'aumento massimo di pressione si ha, come nei casi precedenti, per un'inclinazione della coppa di  $85^\circ$  (Figura 4-34), aumento pari al 229.5%.



**Figura 4-32** Profilo della pressione di contatto sul piano di simmetria per il caso con inclinazione della coppa pari a  $77^\circ$  e  $85^\circ$  con carico di 2500 N con ascissa larghezza del profilo vista dal piano di simmetria.



**Figura 4-33** Pressione di contatto al variare dell'angolo d'inclinazione della coppa  $\beta$  con carico 3000 N.



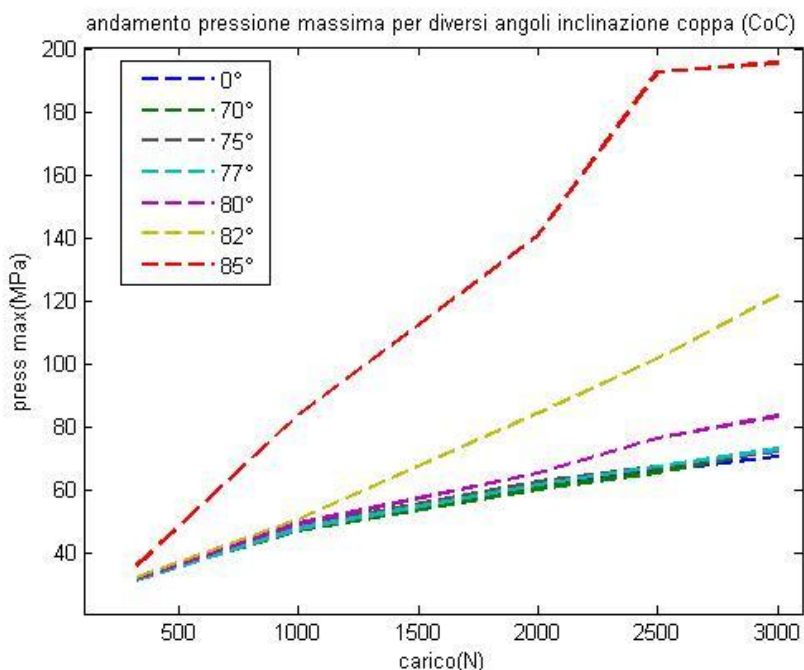
**Figura 4-34** Pressioni massime calcolate al variare degli angoli di inclinazione della coppa con carico 3000 N.

### 4.3.3 Confronto del contatto di bordo in protesi CoC e MoM

La prima cosa che si nota mettendo a confronto i risultati è che a parità di carico e angolo d'inclinazione il modello CoC presenta pressioni più alte rispetto al MoM, data la maggiore rigidità della ceramica.

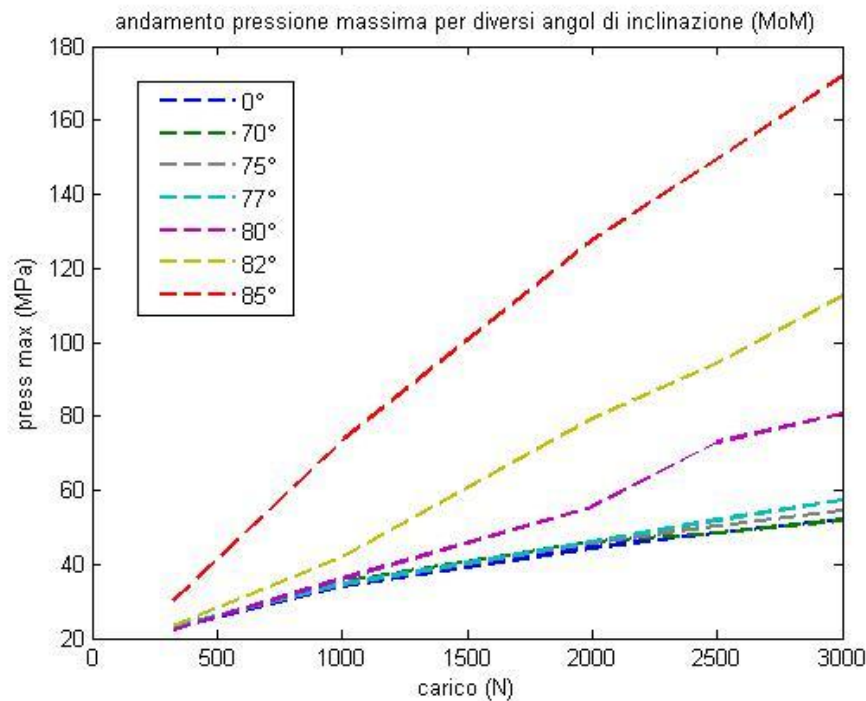
Dai risultati ottenuti da queste simulazioni, sono stati creati due grafici uno per il CoC (Figura 4-35) e uno per MoM (Figura 4-36), grafici che rappresentano l'andamento delle pressioni massime risultanti per i diversi angoli d'inclinazione considerati al variare del carico. Grazie a questi grafici, inoltre, è possibile notare come per un'inclinazione di 82° si presentino effetti di bordo che portano a un aumento distinguibile, per carichi più elevati, della pressione massima ma, soprattutto, che per una inclinazione di 80° nel caso MoM gli effetti di bordo siano più influenti portando ad un distacco maggiore la curva riferita a 80° di inclinazione rispetto al caso CoC. Si nota inoltre, come l'aumento di tali effetti aumenti notevolmente passando dagli 82° a 85° mostrando un distacco maggiore tra le due curve alle rispettive inclinazioni.

In conclusione per la geometria analizzata (Tabella 3-1) gli effetti di bordo si presentano per inclinazioni molto elevate della coppa 77°-80°, e che, il caso MoM proprio per il fatto di avere impronte di pressione di maggior dimensioni comincia a risentire prima e maggiormente degli effetti di bordo.



**Figura 4-35** andamento della pressione massima all'aumentare del carico per diversi angoli di inclinazione della coppa nel modello CoC





**Figura 4-36** *andamento della pressione massima all'aumentare del carico per diversi angoli di inclinazione della coppa nel modello MoM*

## 4.4 Effetto della geometria

### 4.4.1 Effetto della clearance

Successivamente, sono state effettuate simulazioni del modello andando a variare l'angolo di inclinazione, la *clearance* e le dimensioni sia della testa che, della componente acetabolare (*liner*) e con lo stesso spessore della coppa (Tabella 3-2). A differenza dei casi precedenti in questo caso le simulazioni sono state effettuate sottoponendo il modello a un solo carico (2500 N).

#### 4.4.1.1 Protesi CoC di 28mm

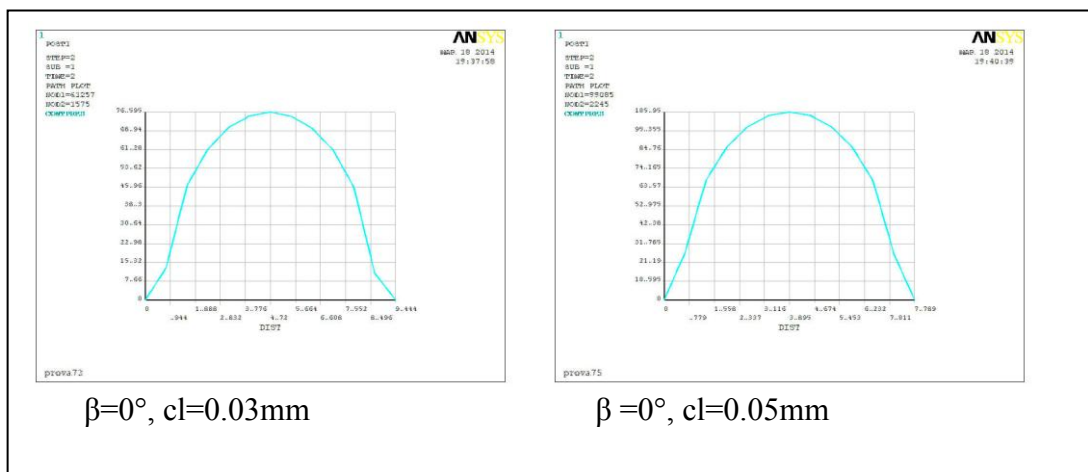
I risultati al variare delle *clearance* radiale pari a 0,03 mm e 0,05 mm, mostrano come nel caso di diametro della testa di 28 mm confrontando il profilo di pressione (Figura 4-37) nel caso di *clearance* radiale minore (0.03 mm) sia di dimensioni maggiori e pari a circa 9.4 mm rispetto ai circa 7.7 mm del caso con clearance maggiore (0.05mm). La Figura 4-41 mostra gli andamenti delle pressioni di contatto massime dei due casi e mostra come il

modello con clearance 0.05 mm presenti pressioni più elevate confermando il fatto di avere una minore larghezza del profilo.

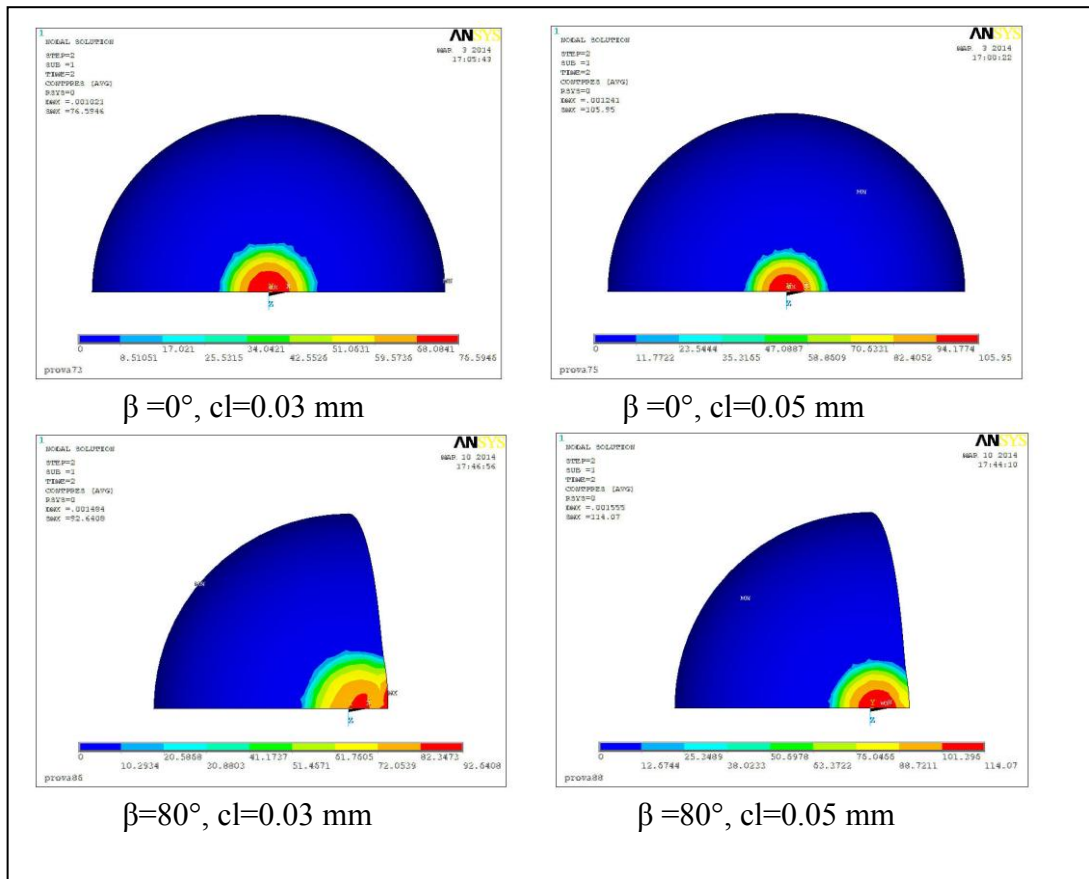
Come conseguenza di questa differenza dimensione di superficie di contatto, si nota come quest'ultima comincia a risentire della presenza del bordo per un'inclinazione di  $80^\circ$  (Figura 4-38), nel caso di una *clearance radiale* di 0,03 mm presentando effetti di bordo molto più accentuati, andando ad alterare maggiormente l'impronta e portando ad un aumento della pressione di contatto massima misurata del 21% rispetto al 7.6% riscontrato nel modello con *clearance radiale* 0.05 mm.

È interessante notare come a  $82^\circ$  d'inclinazione per il modello con *cl* 0.03 mm gli effetti di bordo siano molto più elevati del caso con *cl* 0.05 mm portandolo a raggiungere lo stesso livello di pressione di contatto massima calcolata (Figura 4-41). Ciò si nota anche dalla Figura 4-39 in cui è mostrata la differenza delle due impronte nei due casi e conferma una maggiore influenza degli effetti di bordo all'interno del modello con *cl* 0.03mm evidenziato da un maggiore appiattimento verso il bordo del profilo di pressione.

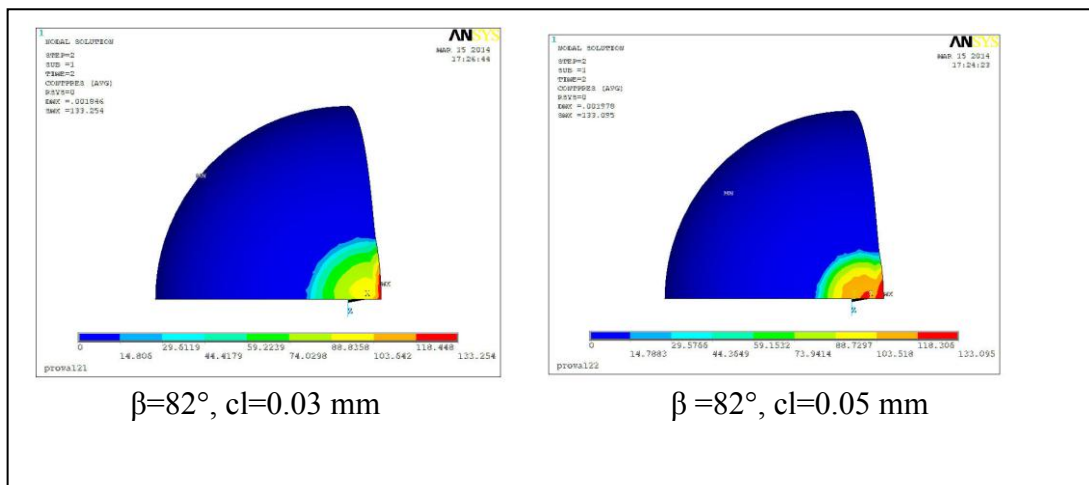
Infine si nota come per un'inclinazione di  $85^\circ$  (Figura 4-40) entrambi i profili mostrino effetti di bordo molto accentuati che portano nuovamente il modello con *cl* 0.05 mm ad avere una pressione di contatto massima calcolata ben maggiore del modello con *cl* minore. A questa inclinazione l'aumento percentuale della pressione contatto massima è stato all'incirca lo stesso e pari a circa 177%.



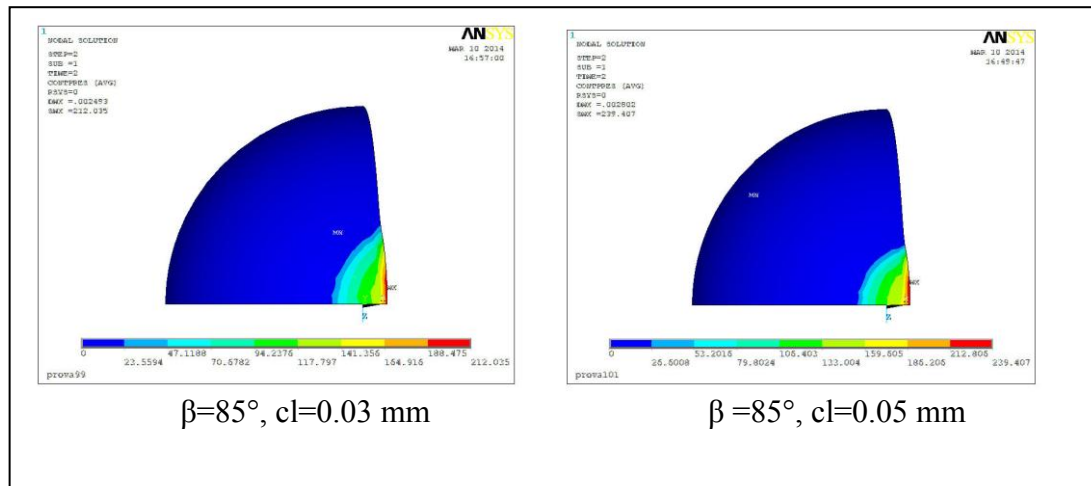
**Figura 4-37** Profilo della pressione di contatto sul piano di simmetria per il caso con inclinazione della coppa pari a  $0^\circ$  con carico di 2500 N per due valori della clearance .



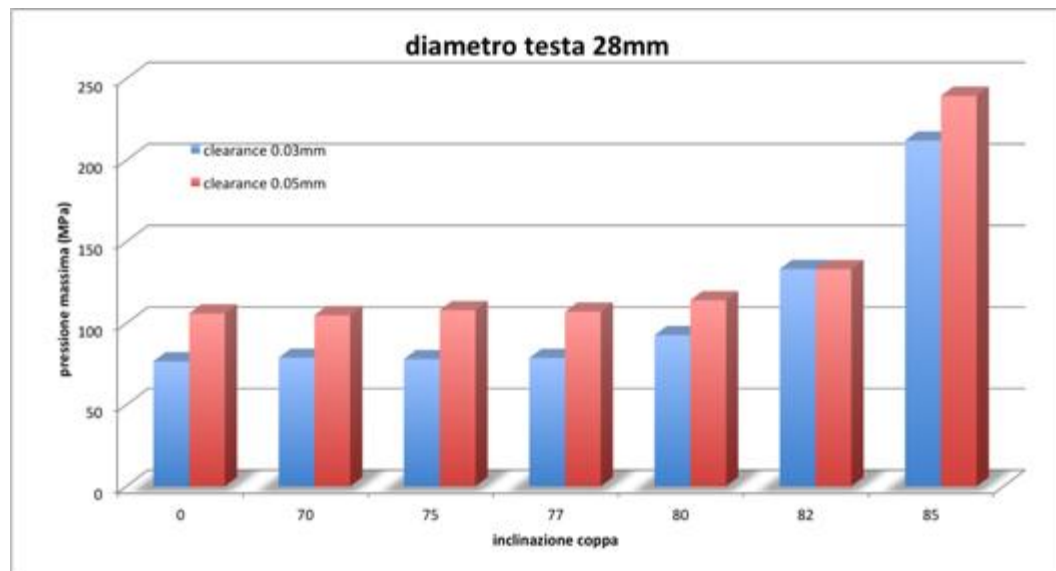
**Figura 4-38** Pressione di contatto a  $0^\circ$  e  $80^\circ$  con carico 2500 N, clearance 0,03 mm e 0.05 mm diametro testa 28 mm e diametro liner 42 mm.



**Figura 4-39** Pressione di contatto a  $82^\circ$  con carico 2500 N, clearance 0,03 mm e 0.05 mm diametro testa 28 mm e diametro liner 42 mm.



**Figura 4-40** Pressione di contatto a  $85^\circ$  con carico 2500N , clearance 0,03 mm e 0.05 mm diametro testa 28 mm e diametro liner 42 mm.



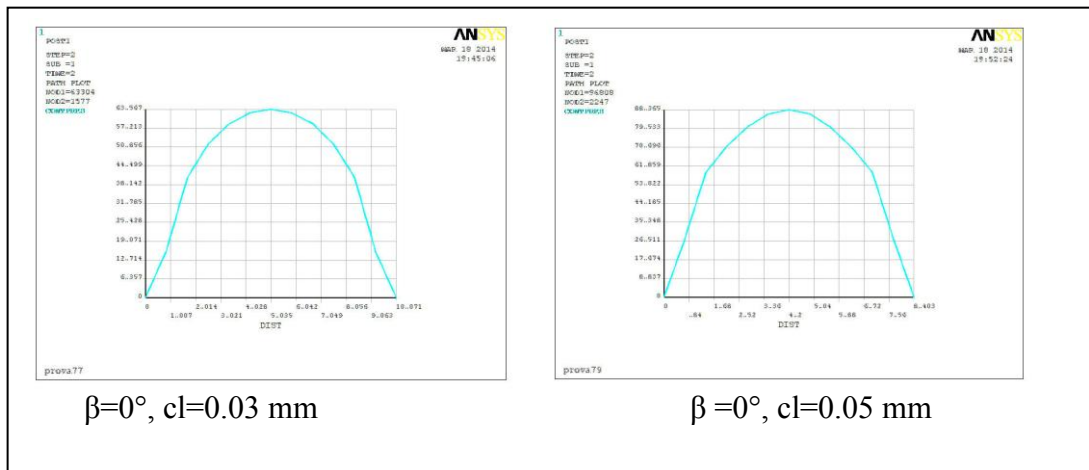
**Figura 4-41** Pressioni massime calcolate al variare dell'inclinazione per valori della clearance di 0.03 mm e 0.05 mm

#### 4.4.1.2 Protesi CoC di 32mm

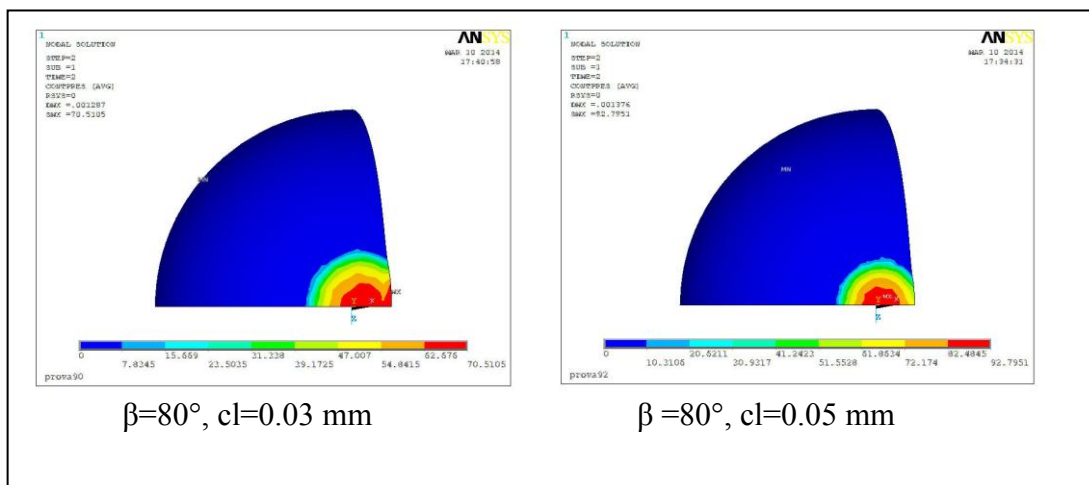
In questo caso quel che si nota è un andamento molto simile a quello del caso precedente: il modello con  $cl$  0.05 mm presenta una larghezza del profilo di circa 8.4 mm mentre, il modello con  $cl$  0.03 mm presenta una larghezza di circa 10 mm e quindi maggiore. La maggiore larghezza si traduce in un minore valore di pressione di contatto massima calcolata (63.567 MPa) rispetto al modello con *clearance radiale* maggiore (88.26 MPa) (Figura 4-45).

Analogamente al precedente anche in questo caso la maggior larghezza del profilo fa sì che gli effetti di bordo si presentino maggiormente per il modello con  $cl$  0.03 mm a  $80^\circ$  (Figura 4-43) e, che per un'inclinazione della coppa di  $82^\circ$  i valori delle pressioni di contatto massime misurate siano molto vicini a causa di una maggiore influenza degli effetti di bordo sul modello con gioco minore portando un aumento percentuale della pressione di contatto massima del 55% contro un aumento del 16% nel modello con  $cl$  0.05 mm.

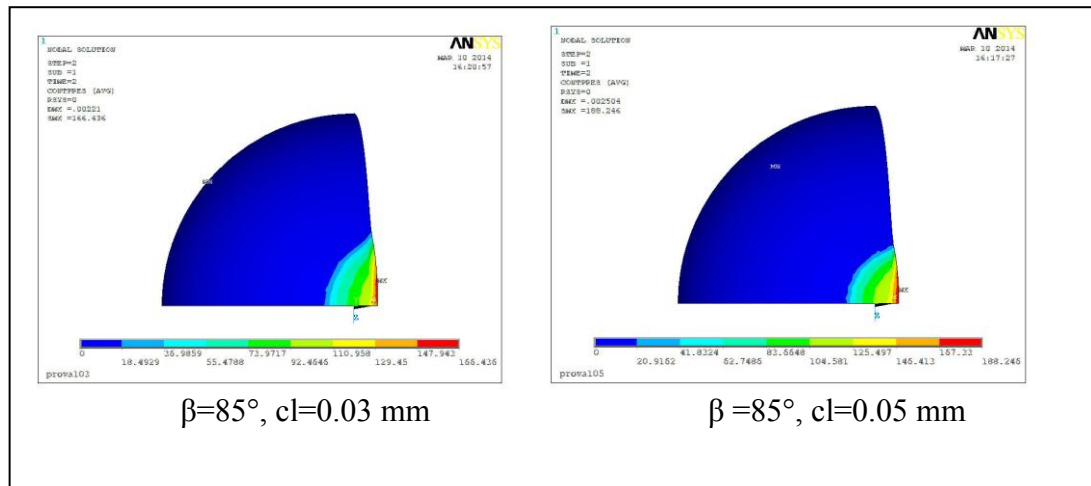
Infine per i due casi sottoponendo i modelli a un'inclinazione della coppa di  $85^\circ$  i profili tendono ad assottigliarsi schiacciandosi verso il bordo e si ha un aumento percentuale della pressione di contatto massima del 162% per il modello con *clearance radiale* minore e del 113% per il modello con *clearance radiale* maggiore.



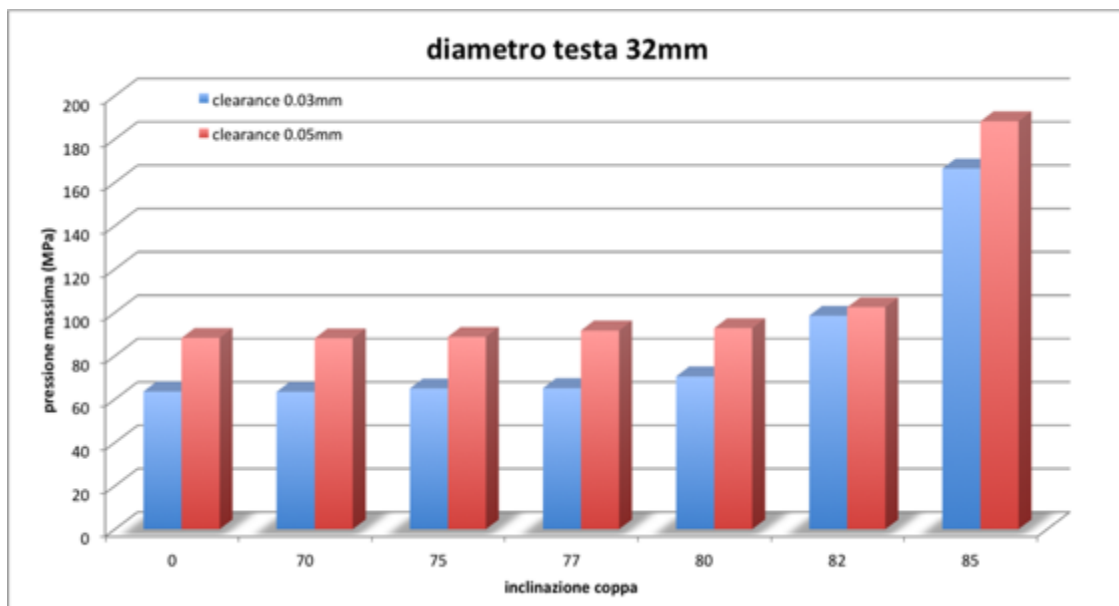
**Figura 4-42** *Profilo della pressione di contatto sul piano di simmetria per il caso con inclinazione della coppa pari a  $0^\circ$  con carico di 2500 N per due valori della clearance.*



**Figura 4-43** *Pressione di contatto a  $80^\circ$  con carico 2500 N, clearance 0,03 mm e 0.05 mm diametro testa 32 mm e diametro liner 46 mm.*



**Figura 4-44** Pressione di contatto a  $85^\circ$  con carico 2500N , clearance 0,03 mm e 0.05 mm diametro testa 32 mm e diametro liner 46 mm.



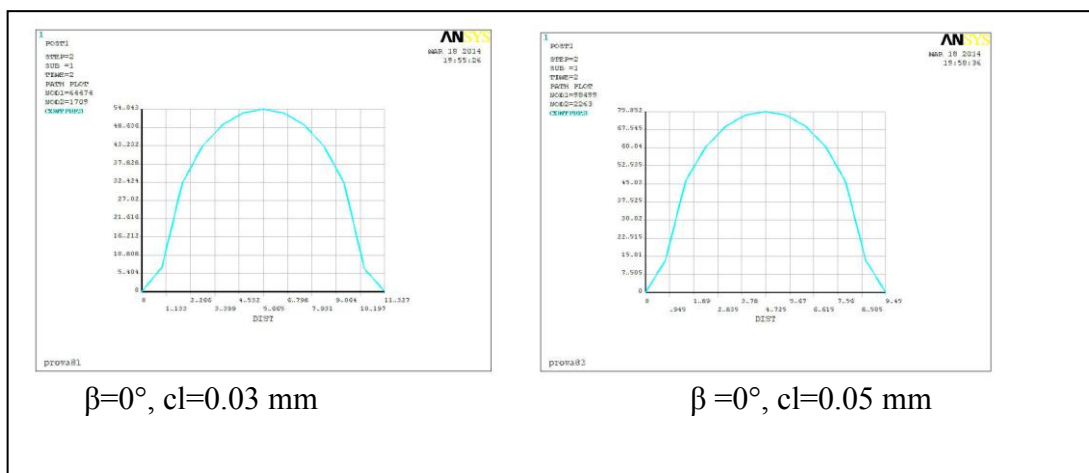
**Figura 4-45** Pressioni massime calcolate al variare dell'inclinazione per valori della clearance di 0.03 mm e 0.05 mm

#### 4.4.1.3 Protesi CoC di 36mm

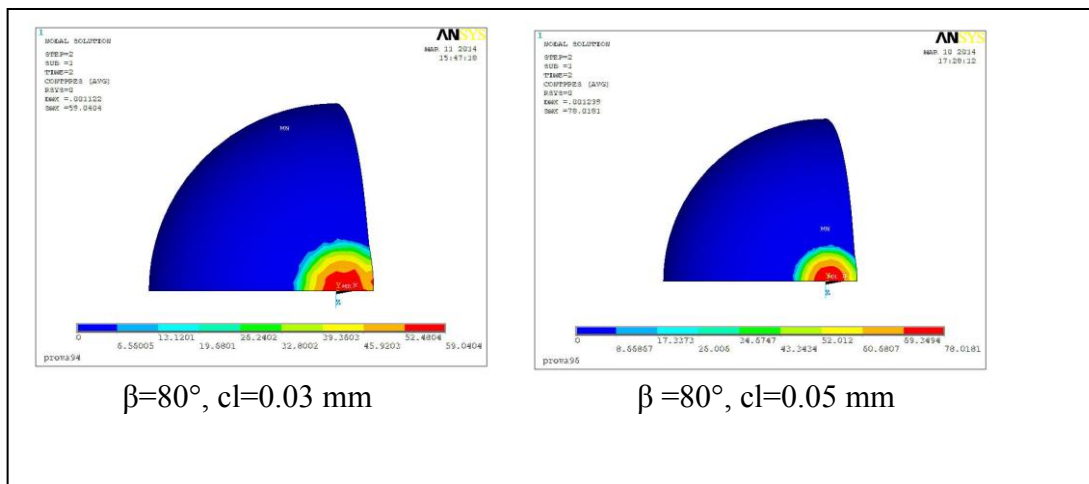
Anche in questo caso la tendenza rimane sempre la stessa espressa nei casi precedenti:

- il caso con *clearance* minore (0,03 mm) restituisce pressioni di contatto massime inferiori rispetto al caso con *clearance* maggiore (0,05 mm), le dimensioni del profilo di pressione aumentano (Figura 4-49).
- La larghezza del profilo di pressione di contatto è maggiore nel caso  $cl$  0.03 mm (11.3 mm) rispetto al caso con  $cl$  0.05 mm (9.4 mm)

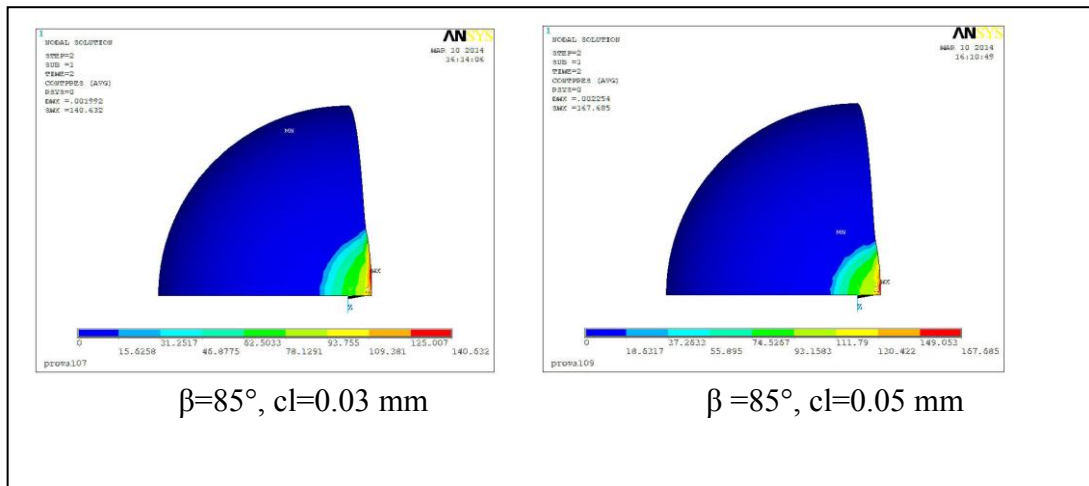
- A 80° d'inclinazione l'impronta della pressione viene maggiormente alterata nel caso con cl minore
- Per 82° d'inclinazione della coppa le pressioni di contatto massime calcolate nei due casi sono molto vicine poiché nel caso con cl 0.03 mm l'aumento percentuale di pressione massima è pari a circa il 47% contro il circa 11% del modello con cl 0.05 mm
- A 85° d'inclinazione per i due modelli l'aumento percentuale della pressione di contatto è pari a circa il 160% per il modello con cl 0.03 mm e del 123% per il modello con cl 0.05 mm



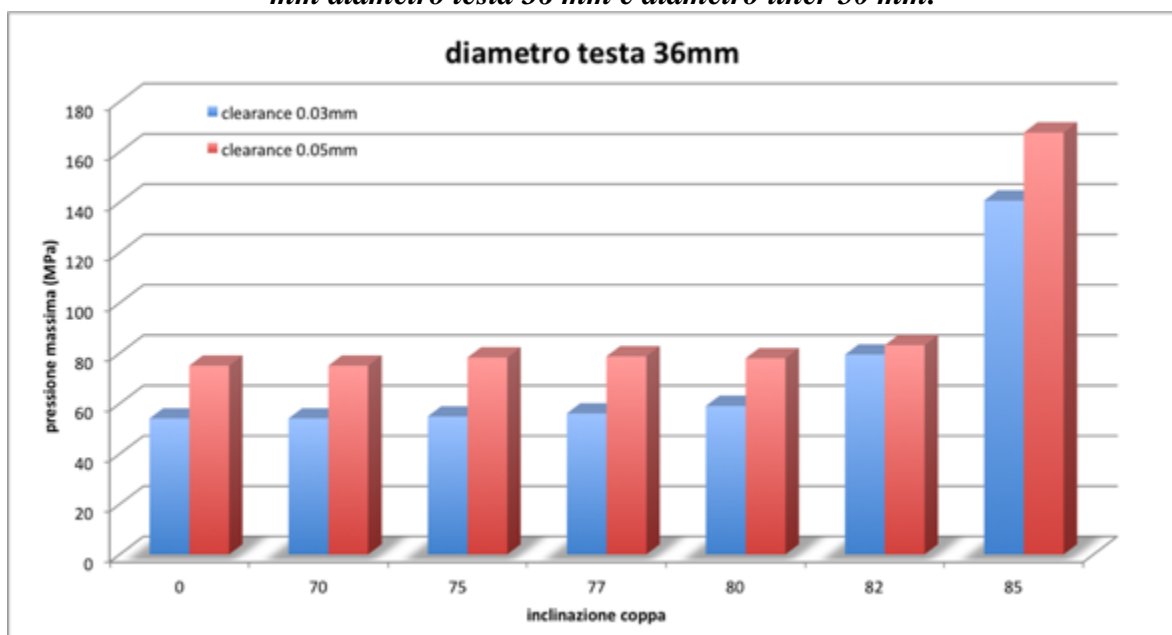
**Figura 4-46** Profilo della pressione di contatto sul piano di simmetria per il caso con inclinazione della coppa pari a 0° con carico di 2500 N per due valori della clearance.



**Figura 4-47** Pressione di contatto a 80° con carico 2500 N, clearance 0,03 mm e 0.05 mm diametro testa 36 mm e diametro liner 50 mm.



**Figura 4-48** Pressione di contatto a  $85^\circ$  con carico 2500 N , clearance 0,03 mm e 0.05 mm diametro testa 36 mm e diametro liner 50 mm.



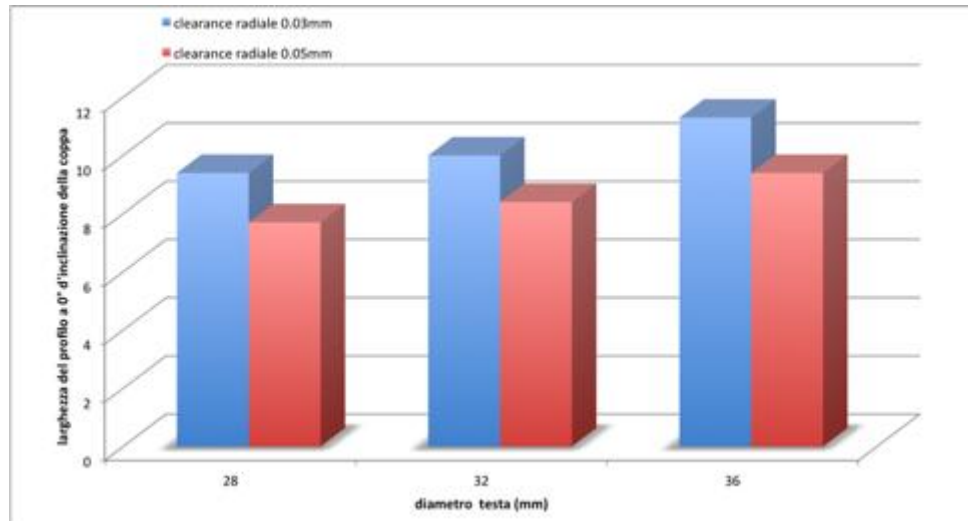
**Figura 4-49** Pressioni massime calcolate al variare dell'inclinazione per valori della clearance di 0.03 mm e 0.05 mm

#### 4.4.2 Effetto del diametro

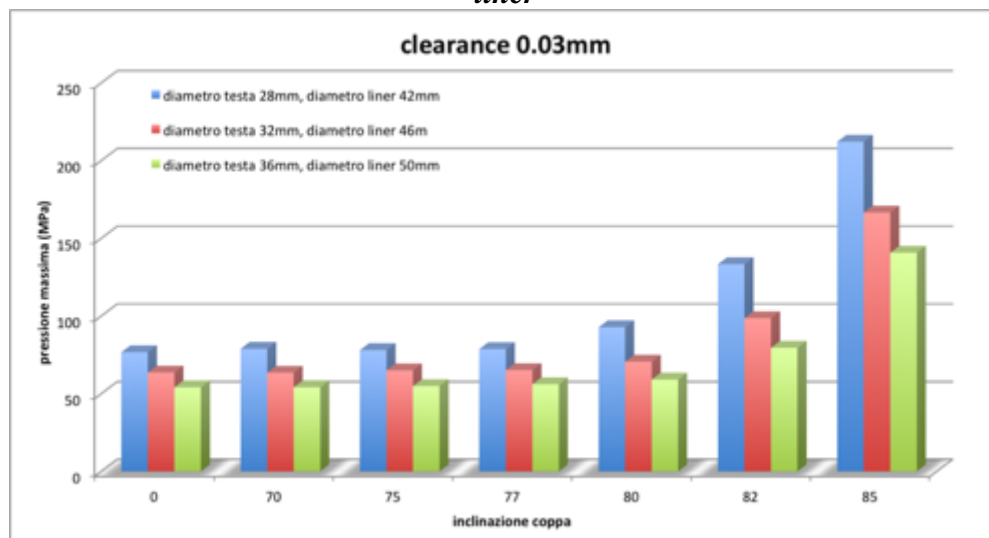
Con l'aumento progressivo del diametro della testa e della coppa i risultati hanno portato far notare in primo luogo, una diminuzione delle pressioni massime misurate (Figura 4-51, Figura 4-52) sia per il modello con *clearance radiale* di 0.03 mm che di 0.05 mm. Prendendo come valore iniziale quello calcolato per un diametro della testa di 28 mm, in entrambi i casi ( $cl$  0.03 mm e 0.05 mm) e, passando a un diametro della testa di 32 mm, la diminuzione percentuale della pressione di contatto massima va dal 17% al 21% mentre passando a un diametro della testa di 36 mm la diminuzione è compresa tra il 29% e 33%. Oltre a questo si è andati a vedere quali fossero gli andamenti delle dimensioni del profilo



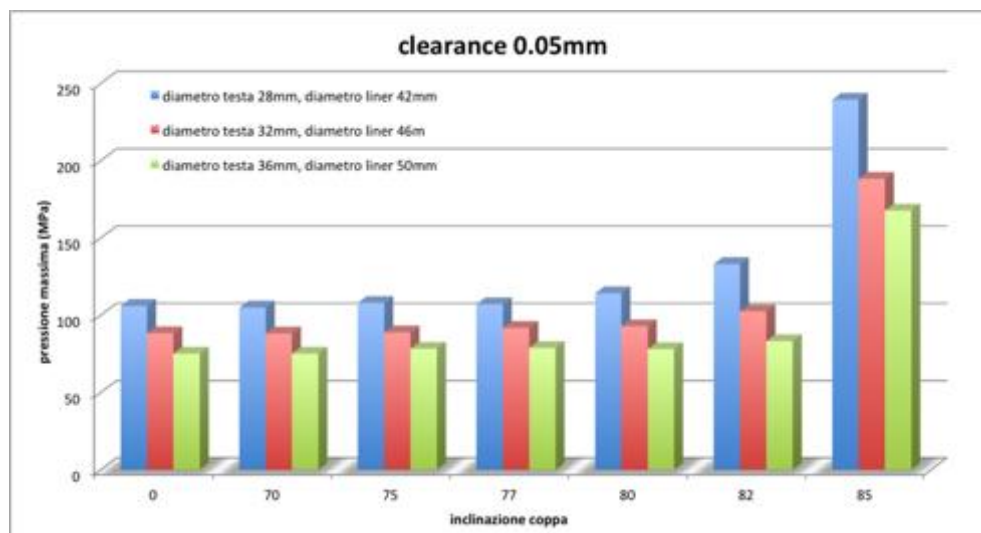
al variare dei diametri della testa e della coppa e come supponibile la diminuzione delle pressioni massime all'aumentare delle dimensioni della testa e della coppa porta a un aumento progressivo delle larghezze di profili.



**Figura 4-50** larghezza del profilo di pressione al variare del diametro della testa e del liner



**Figura 4-51** Pressioni massime calcolate al variare dell'inclinazione per una clearance radiale di 0.03 mm valori di diametri diversi.



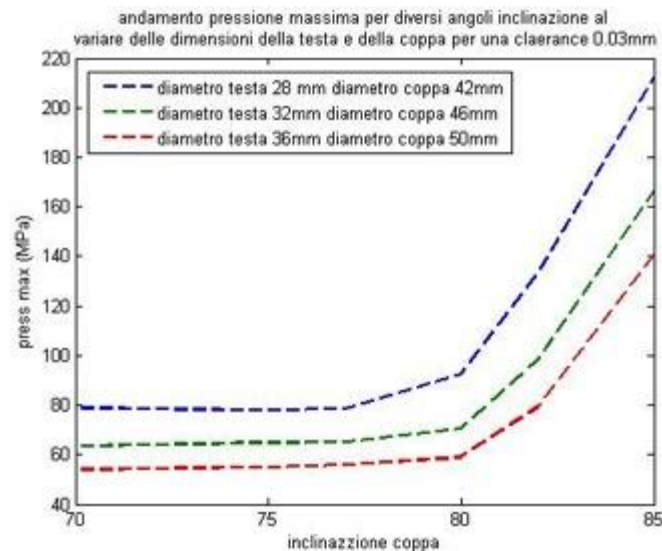
**Figura 4-52** Pressioni massime calcolate al variare dell'inclinazione per una clearance radiale di 0.05 mm valori di diametri diversi.

#### 4.4.3 Effetto combinato della clearance e del diametro al variare dell'angolo d'inclinazione della coppa

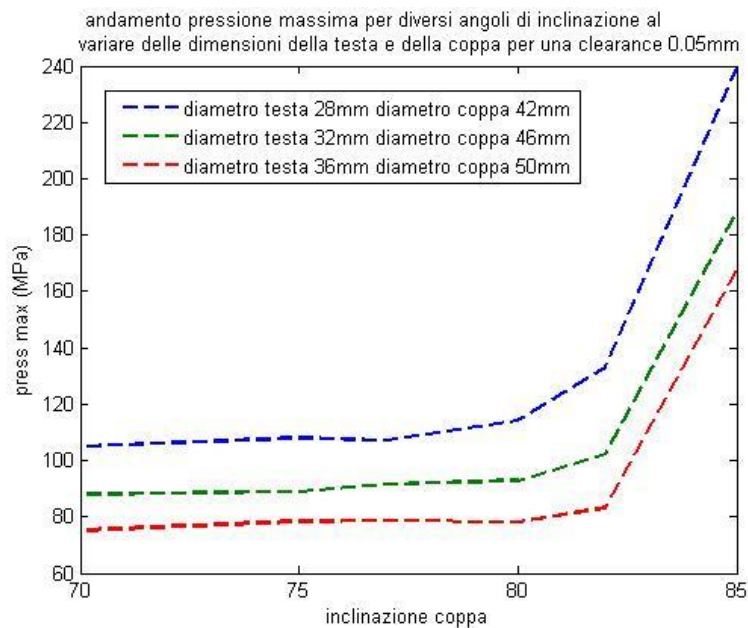
Le figure sottostanti (Figura 4-53, Figura 4-54) ci permettono di fare un confronto, nel caso delle due clearance considerate, degli andamenti delle pressioni massime al variare degli angoli d'inclinazione della coppa e delle dimensioni della testa e della coppa del modello.

A un'inclinazione di 0° quello che si nota è il "riassunto", in parte, di quello che è stato spiegato precedentemente: per la clearance di maggiore (0,05 mm) le pressioni di contatto massime risultano essere maggiori del caso con clearance minore (0,03 mm) mostrando quindi la tendenza a far sì che, un aumento della clearance comporti di conseguenza un aumento delle pressioni massime di contatto; la pressione di contatto massima diminuisce all'aumentare delle dimensioni della testa e della coppa; a parità di dimensione della coppa i modelli con clearance minore hanno una dimensione del profilo di contatto maggiore.

Andando poi ad aumentare l'inclinazione della coppa si nota come la maggior dimensione dei profili di pressione faccia sì che il contatto arrivi prima al bordo presentando maggiori effetti di bordo che portano ad un aumento percentuale maggiore la pressione di contatto. Questo è possibile notarlo in Figura 4-53 e Figura 4-54, in quanto, dopo gli 80° d'inclinazione della coppa le curve con clearance diversa crescono con una pendenza differente. Pendenza, che è maggiore nel caso di cl 0.03 mm proprio dovuta dal fatto che in questo caso l'impronta di contatto ha dimensioni maggiori e quindi risente prima e maggiormente della presenza del bordo.



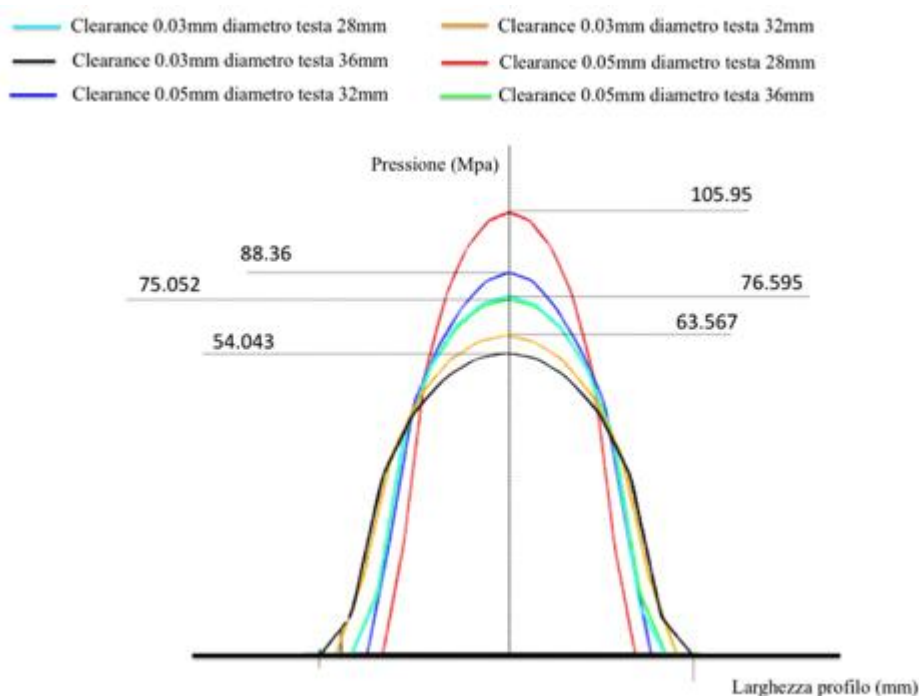
**Figura 4-53** Andamento della pressione massima per al variare dell'angolo di inclinazione della coppa e al variare delle dimensioni della testa e della coppa per una clearance di 0,03mm



**Figura 4-54** Andamento della pressione massima per al variare dell'angolo di inclinazione della coppa e al variare delle dimensioni della testa e della coppa per una clearance di 0,05mm

La **Figura 4-55** mostra i vari profili di pressione messi a confronto per un'inclinazione della coppa di 0° al variare della clearance e delle dimensioni della testa e della coppa. Dalla figura, oltre ai risultati precedentemente, citati si può ricavare un altro risultato molto interessante: come si vede andando a considerare il profilo di pressione per una cl di 0.03 mm con diametro della testa di 28 mm e liner di 42 mm e il profilo di pressione per una cl

di 0.05mm con diametro della testa di 36 mm e *liner* di 50 mm questi due profili risultano essere praticamente sovrapposti presentando anche la medesima larghezza del profilo di circa 9.4 mm. Andando però ad aumentare l'inclinazione di bordo i risultati dei due casi cambiano e non sono più gli stessi. Infatti, il caso con *clearance* 0.03 mm porta a pressioni di contatto massime più elevate (a 85° si hanno 212 MPa) rispetto al caso con *clearance* 0.05 mm e dimensioni del modello maggiori (a 85° si hanno 167 MPa). Questo nasce dal fatto che a parità di area di contatto, come in questo caso, l'area di contatto nel modello di minori dimensioni arriva prima al bordo facendo sì che le variazioni e l'influenza del bordo siano maggiori rispetto al modello con dimensioni maggiori.



**Figura 4-55 confronto dei vari profili di pressione per una inclinazione di 0° della coppa al variare della clearance e delle dimensioni della testa e della coppa**

#### 4.5 Risultati del secondo modello sviluppato

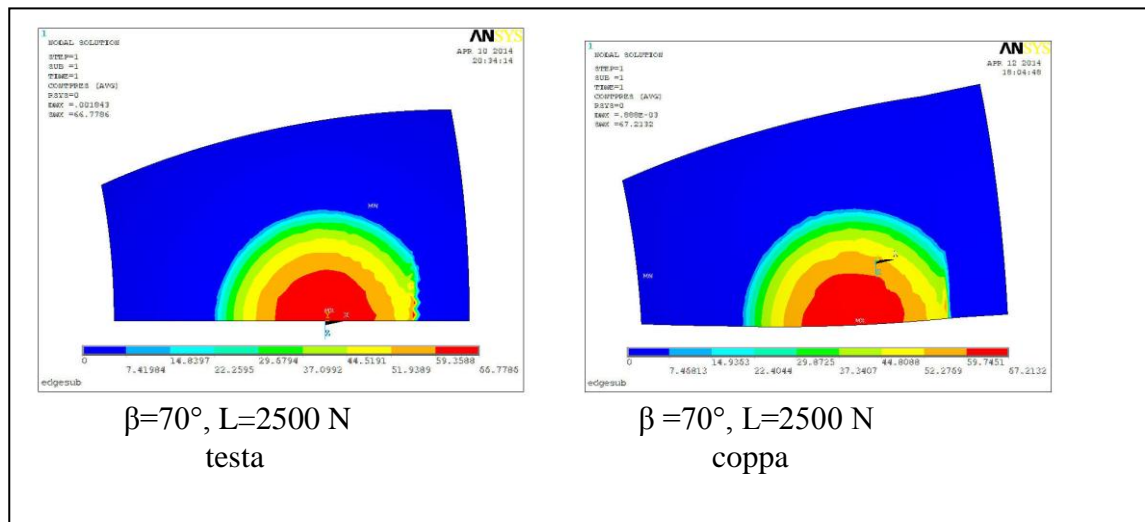
Con lo scopo di testare il nuovo modello, per vedere se effettivamente si accorgesse della presenza e cambiamento del bordo del *liner*, come detto, sono state effettuate simulazioni a partire da 70° d'inclinazione della coppa. In Figura 4-56 si può notare come, sebbene dall'impronta della pressione presenta alterazioni dovute alla presenza del bordo la pressione di contatto massima sulla coppa calcolata risulti essere 67.21 MPa.

Passando a un'inclinazione della coppa di 72° (Figura 4-57) si nota come in questo caso le pressioni di contatto maggiori si presentino proprio sul bordo aumentando perciò il valore

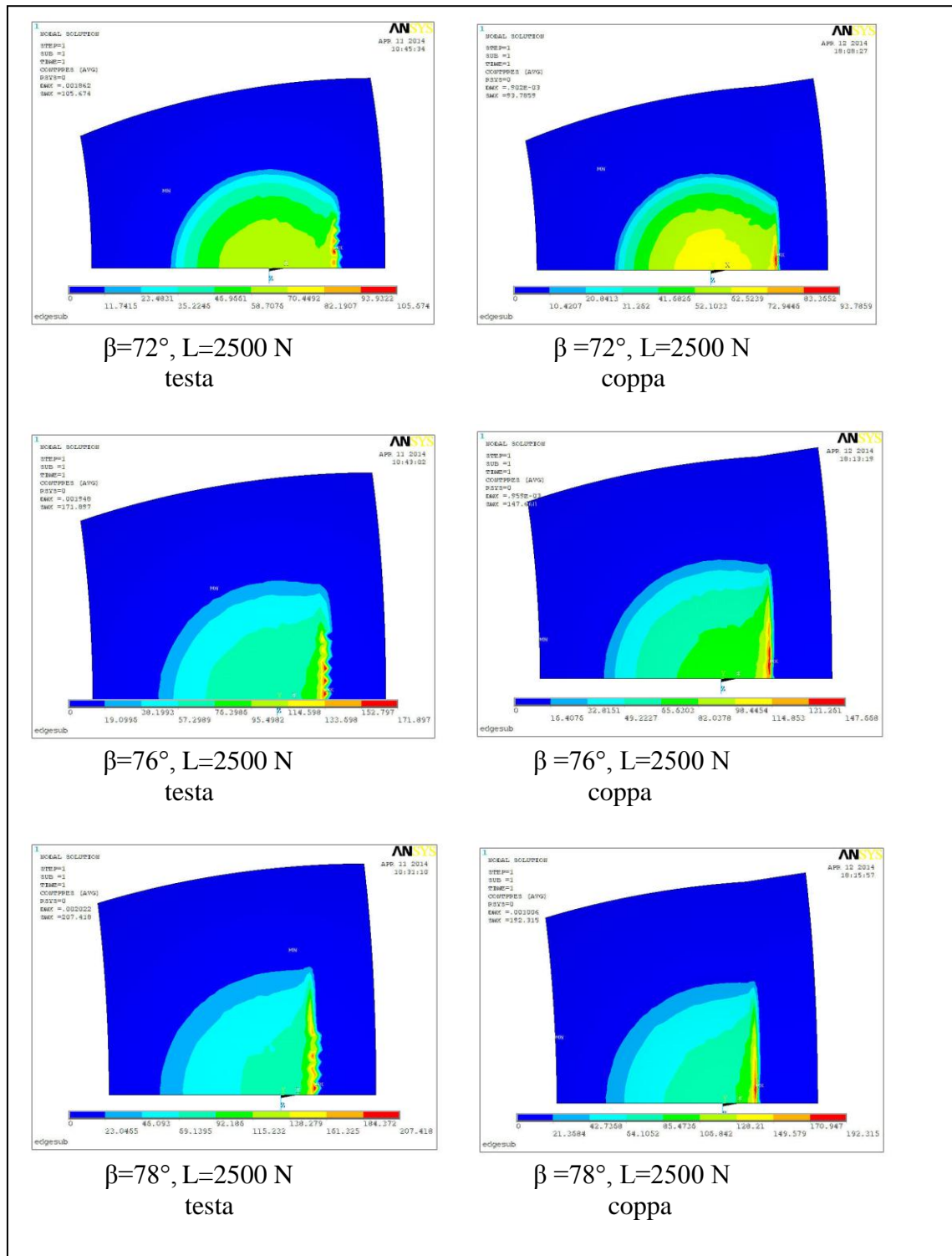
della pressione massima di circa il 39.5%. Si nota comunque come l'impronta non tenda a schiacciarsi completamente verso il bordo ma rimane molto simile alla precedente presentando nella sua zona centrale una pressione che rispetto al caso precedente è diminuita del 7%.

Passando sempre più ad angoli d'inclinazione maggiori la tendenza è quella in cui si ha sempre di più un aumento delle pressioni di contatto massime, e una tendenza anche delle pressioni di contatto di minore entità a spostarsi e schiacciarsi sempre più verso il bordo. Per un'inclinazione della coppa di  $78^\circ$  la pressione massima di contatto è stata calcolata aumentare del 186%.

Successivamente, sono state fatte altre simulazioni sotto le medesime condizioni con lo scopo di ricavare l'area di contatto sulla testa per vedere di quanto questa cambiasse. Quindi, calcolate anche queste, si è notato come in questo caso l'impronta della pressione per un'inclinazione di  $70^\circ$  (Figura 4-56) si differenzi principalmente per il fatto che all'altezza del bordo nel caso della coppa le pressioni siano di minore entità rispetto all'area di contatto della testa.

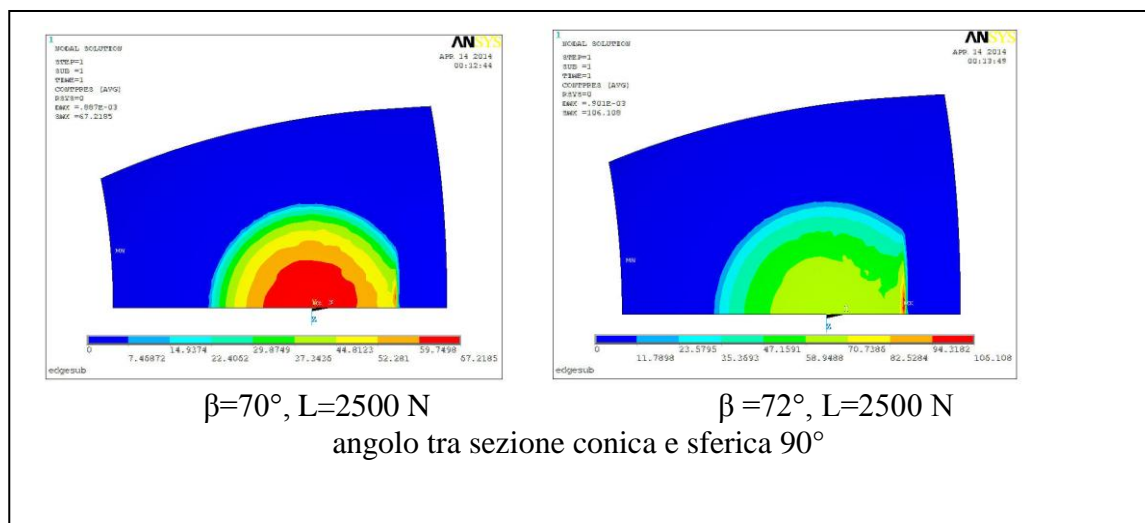


**Figura 4-56 Pressione di contatto sulla coppa e sulla testa a  $70^\circ$  d'inclinazione con carico 2500 N.**



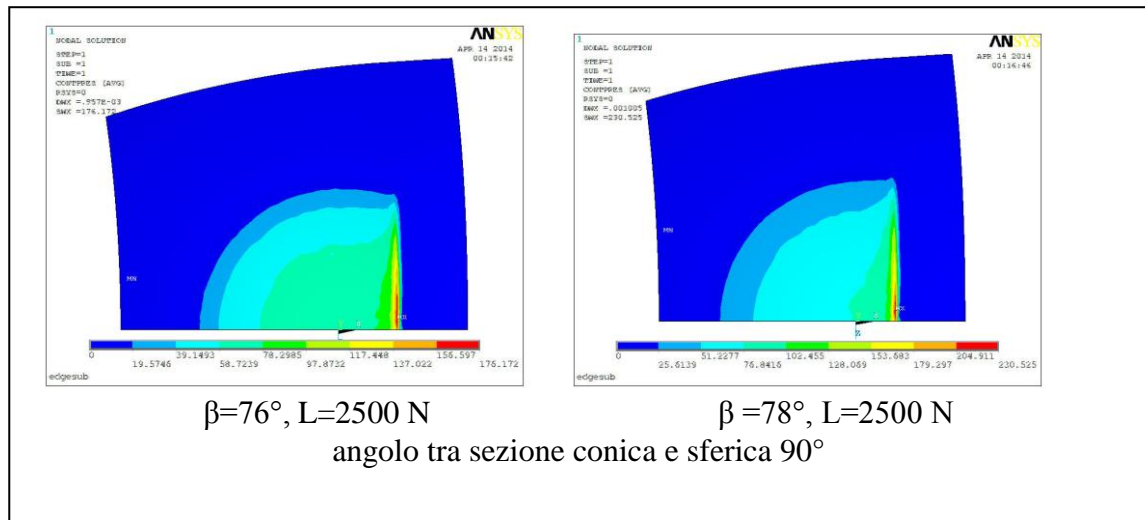
**Figura 4-57 Pressione di contatto sulla coppa e sulla testa a  $72^\circ$ ,  $76^\circ$  e  $78^\circ$  d'inclinazione con carico 2500 N.**

Infine sono state effettuate nuove simulazioni andando a variare l'angolo tra la sezione conica e il raggio della sezione sferica sul punto di intersezione delle due sezioni che inizialmente è stato considerato di  $100^\circ$ . Quindi, sono state fatte simulazioni per valori di questo angolo pari a  $90^\circ$  e  $95^\circ$ . Le figure da Figura 4-56 a Figura 4-58 mostrano le aree di contatto sulla coppa e evidenziano come per tutti i casi già a  $72^\circ$  d'inclinazione della coppa le pressioni massime si spostino e tendano a schiacciarsi sullo spigolo d'intersezione delle due sezioni. A  $70^\circ$  d'inclinazione per tutti e tre i casi, la pressione di contatto massima calcolata risulta essere più o meno la stessa nell'intorno dei 67 MPa (Figura 4-61). Si nota però come dai  $72^\circ$  d'inclinazione della coppa in poi, mentre nei casi di angolo fra le due sezioni di  $100^\circ$  e  $95^\circ$  le pressioni di contatto massime misurate, pur aumentando, rimangono praticamente uguali tra loro, nel caso di angolo tra le due sezioni di  $90^\circ$  i risultati si discostano da quelli degli altri due casi. In questo caso, infatti, si vede come le pressioni di contatto massime siano maggiori degli altri casi e di come il distacco aumenti all'aumentare dell'angolo d'inclinazione della coppa.

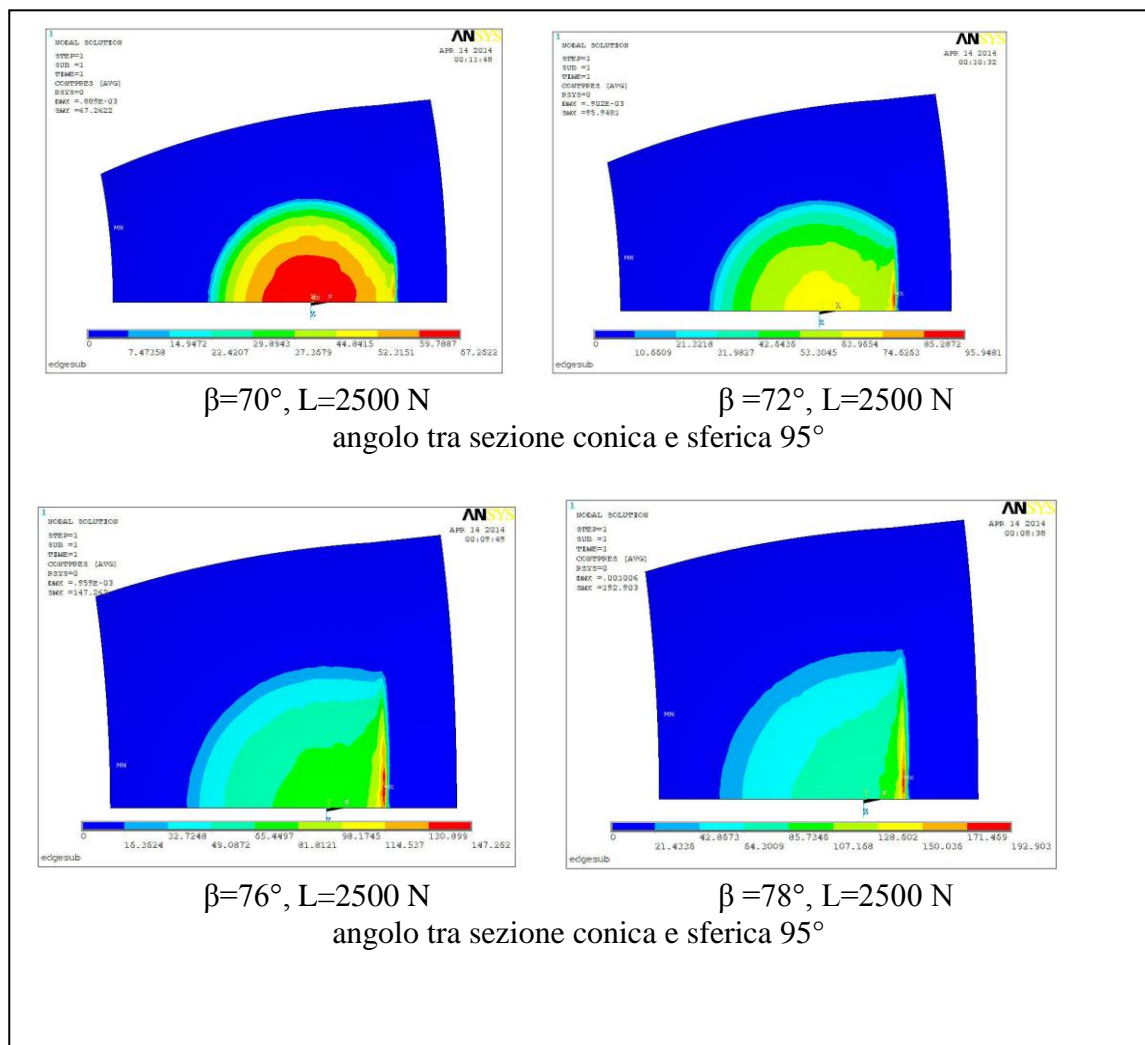


**Figura 4-58** Pressione di contatto sulla coppa e sulla testa a  $70^\circ$  e  $72^\circ$  d'inclinazione con carico 2500 N e angolo tra sezione sferica e conica di  $90^\circ$ .



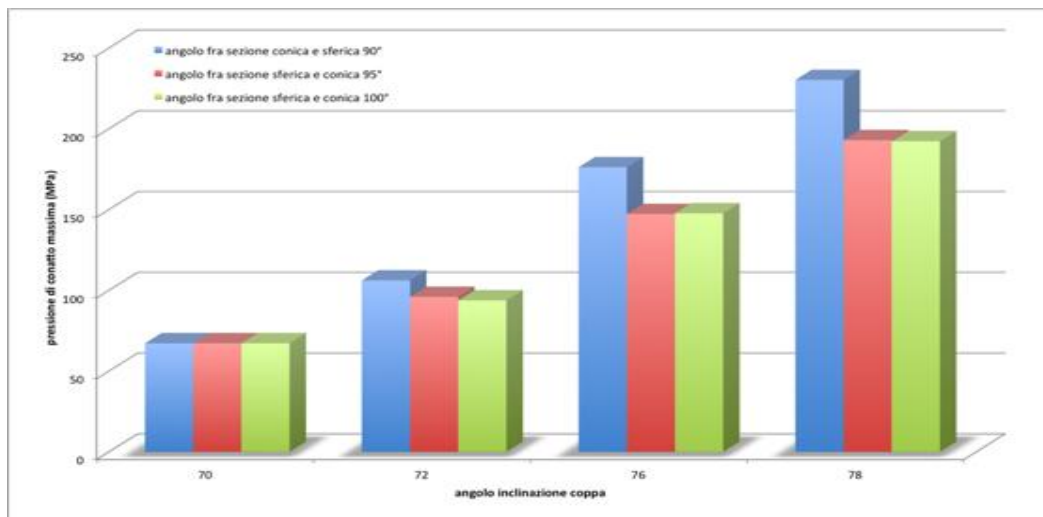


**Figura 4-59** Pressione di contatto sulla coppa e sulla testa a  $76^\circ$  e  $78^\circ$  d'inclinazione con carico 2500 N e angolo tra sezione sferica e conica di  $90^\circ$ .



**Figura 4-60** Pressione di contatto sulla coppa e sulla testa a  $70^\circ$ ,  $72^\circ$ ,  $76^\circ$  e  $78^\circ$  d'inclinazione con carico 2500 N e angolo tra sezione sferica e conica di  $95^\circ$ .





**Figura 4-61** *Pressioni massime calcolate al variare dell'inclinazione della coppa e dell'angolo fra sezione sferica e sezione conica.*

## 5 Conclusioni

Lo studio della protesi d'anca è in continua evoluzione e mira a perfezionare uno dei principali successi del settore ortopedico. Il presente lavoro si inserisce in questo processo evolutivo di studi con lo scopo di eseguire le *analisi di contatto tramite modellazione parametrica a elementi finiti in protesi d'anca "Hard on Hard"* al variare di determinati parametri tratti dallo stato dell'arte e considerati tra i più influenti. La sezione di protesi presa in considerazione è stata quella della *coppa testa*; i parametri utilizzati sono stati invece *la variazione dell'inclinazione della coppa, la variazione del carico* e, infine, due tipologie di materiali differenti per protesi "Hard on Hard" (ceramica su ceramica-CoC e metallo su metallo-MoM).

L'analisi si è svolta su due livelli, tramite *la creazione di due modelli differenti* su cui sono state effettuate le simulazioni, facendo leva sui vari parametri.

In un primo momento è stato creato il **primo modello a elementi finiti** della sezione coppa-testa di una protesi totale d'anca andandone a modellare la testa, l'inserito della coppa (*liner*) e il supporto della coppa (*backing*). Una volta ottenuto il modello si sono effettuate le prime simulazioni con i parametri sopra citati, i cui risultati sono stati confrontati con quelli tratti dallo stato dell'arte, con lo scopo di confermare che i risultati ottenuti fossero attendibili.

Constatata l'attendibilità, il modello è stato poi confrontato con la soluzione Hertziana per quelle inclinazioni della coppa in cui l'impronta non venisse a contatto con il bordo: da questo confronto è stata stimata una differenza nella pressione massima di contatto percentuale tra i due modelli inferiore del 10%, considerata quindi ragionevole e accettabile.

Si è poi passati all'analisi vera e propria dei risultati: si è notato come materiali con rigidità minore portino a pressioni massime di contatto minori ma, allo stesso tempo, aree di contatto maggiori; queste ultime, a causa delle loro maggiore dimensione, all'aumentare dell'inclinazione della coppa portano al verificarsi degli effetti di bordo e all'aumento delle pressioni di contatto massime, per inclinazioni della coppa minori. Il motivo di tale risultato si ritrova nel fatto che l'area tende a raggiungere e risentire prima degli effetti dovuti al sopraggiungere del bordo della coppa.

Successivamente, lo stesso modello è stato sottoposto a nuove simulazioni tramite la variazione di due nuovi parametri: (i) la *clearance* radiale e (ii) le dimensioni della testa e

della coppa, mantenendo fisso, in questo caso, sia il carico (2500 N) che il materiale costituente il modello (CoC).

Dai risultati della prima fattispecie (i) è stato possibile concludere che l'aumento della *clearance* porta a un aumento della pressione di contatto massima calcolata. Inoltre, i risultati mostrano come, i modelli con *clearance* minore hanno una dimensione del profilo di contatto maggiore a parità di dimensione della coppa e della testa; tale dimensione permette all'area di contatto di arrivare prima al bordo, presentando maggiori effetti di bordo e registrando un aumento maggiore della pressione di contatto.

Per quanto riguarda la seconda fattispecie (ii), con l'aumento progressivo del diametro sia della testa che della coppa, si nota una diminuzione delle pressioni massime misurate. Si sono studiati anche gli andamenti delle dimensioni del profilo al variare dei diametri della testa e della coppa e, come supponibile, la diminuzione delle pressioni di contatto massime dovuta all'aumentare delle due dimensioni, porta ad un aumento progressivo delle larghezze dei profili.

Da questa seconda *tranche* di simulazioni è emerso inoltre un fatto molto interessante: sia per il caso con *clearance* radiale minore (0.03 mm), dimensioni del *liner* e del modello minime considerate (28 mm e 42 mm di diametro rispettivamente), che per il caso con *clearance* radiale maggiore (0.05 mm) e dimensioni della testa e del *liner* massime considerate (36 mm e 50 mm di diametro rispettivamente), il profilo di pressione iniziale, la dimensione del profilo e la pressione massima di contatto sono risultate essere praticamente le stesse. Questo risultato ha permesso una conclusione ulteriore circa il vantaggio dell'aumento delle dimensioni di testa e coppa: una volta aumentati gli angoli d'inclinazione della coppa, a parità di dimensioni del profilo di pressione, il modello con dimensioni minori presenta cambiamenti e aumenti della pressione massima di contatto maggiori; tale variazione nella pressione è dovuta agli effetti di bordo che si presentano per inclinazioni della coppa inferiori rispetto al modello con dimensioni maggiori. Il motivo di tali risultati si ritrova nel fatto che l'area di contatto nel modello di minori dimensioni arriva prima al bordo facendo sì che le variazioni e l'influenza del bordo siano maggiori rispetto al modello con dimensioni maggiori, tenendo ovviamente costante l'area di contatto in entrambi i casi.

Infine sono state effettuate nuove simulazioni su un **secondo modello**, costruito con una geometria di bordo diversa dal modello precedente. La geometria è stata costruita tramite l'intersezione tra una sezione conica e una sferica. Le simulazioni hanno mostrato come il modello reagisca alla presenza della nuova tipologia di bordo, gli effetti di bordo si

presentano per inclinazioni della coppa inferiori rispetto al primo modello. Si è inoltre visto come, diminuendo l'angolo compreso tra sezione conica e sferica all'intersezione da  $100^\circ$  a  $95^\circ$ , i risultati delle pressioni di contatto massime calcolate siano praticamente le stesse mentre, passando ad un angolo di  $90^\circ$ , queste pressioni siano di entità e valore massimo maggiore rispetto ai due casi precedenti. Questo mostra la difficoltà nel creare la geometria della coppa in quanto a  $90^\circ$  la sezione conica dovrebbe essere tangente alla sezione sferica e quindi non risentire della presenza del bordo che nasce da questa intersezione.

In conclusione, si ritiene che questo studio abbia inaugurato nuove basi per ulteriori spazi di manovra di successivi studi. Possibili traiettorie di crescita, ad esempio, potrebbero riguardare l'aggiunta di nuovi parametri da considerare, come l'angolo di antiversione della coppa; la modifica e la realizzazione di nuove simulazioni del secondo modello con nuove geometrie di bordo; oppure fare in modo che il modello si inserisca all'interno di una struttura che simuli l'effetto della presenza dell'osso in cui è inserita la coppa. A tal proposito, una sfida per questo tipo di studi potrebbe essere quello di costruire un modello non più statico ma bensì dinamico che possa simulare ed effettuare l'analisi di contatto sotto condizioni dinamiche come ad esempio la camminata.

## Appendice A

### 1. Exkursus storico dell'evoluzione della protesi d'anca

Eventi rilevanti dell'evoluzione della protesi d'anca [RIF 31]:

- I primi tentativi di artroplastica risalgono alla fine del 1800. In Francia Ollier nel 1883 provò a rimodellare la superficie ossea usurata attraverso l'interposizione di tessuto connettivo periarticolare e di lembi di muscolo tra le superfici articolari rovinate. Subito emersero le prime difficoltà relative principalmente all'usura del materiale di interposizione, ed al riacutizzarsi della rigidità articolare e del dolore. Ricordiamo i tentativi di interposizione con celluloidi ed argento oro , paraffina, gomma e nylon.[RIF 7]
- Nel 1885 il Dr Robert Jones adotta in Inghilterra il metodo dell'interposizione con resezione tramite la rimozione della testa femorale e la preparazione del collo femorale, il quale è poi ricoperto da una lamina d'oro e riposizionato all'interno dell'acetabolo.
- Nel 1922 Hey e Groves effettuarono il primo tentativo di sostituzione della testa femorale con una protesi cefalica realizzata in avorio.
- I primi tentativi di utilizzo di una protesi di rivestimento risalgono al 1923 quando Smith-Petersen introdussero l'artroplastica a coppa[RIF 8,RIF 9]: si trattava di una coppa in vetro, rivestita da una membrana simile alla normale sinovia articolare e interposta tra la testa del femore e l'acetabolo.
- Fondamentale impulso allo sviluppo dell'endoprotesi si ebbe da Austin T. Moore e Harold Bohlman che nel 1939 svilupparono una protesi in Vitallio costituita da una sfera piena saldata ad uno stelo triflangiato corto.
- Nel 1950 Thompson e Austin T. Moore valutarono la possibilità di rendere lo stelo fenestrato in modo da permettere la crescita dell'osso attraverso l'impianto.

L'impianto delle endoprotesi comportava comunque spesso processi degenerativi della superficie acetabolare rendendone necessaria la sostituzione acetabolare con una componente cotiloidea.

- In Italia Carlo Marino Zuco (1946), Carlo Pais (1950), e Oscar Scaglietti (1952) fecero i primi interventi ma con risultati poco incoraggianti.
- Nel 1960 gli inglesi G.K. McKee e J. Watson Farrar segnarono una delle tappe fondamentali nello sviluppo delle artroprotesi ed in particolare nell'accoppiamento articolare metallo-metallo in cromo- cobalto [RIF 11]
- La prima protesi di rivestimento venne introdotta agli inizi del 1950 da Charnley che produsse una protesi in teflon a doppia componente non cementata, costituita da due sottili coppe di 2-3 mm in politetrafluoroetilene. Le protesi di rivestimento di prima generazione con accoppiamento metallo-polietilene [RIF 12,RIF 13] diedero risultati soddisfacenti a breve termine, tuttavia i follow-up a lungo periodo fecero registrare risultati discordanti. Il problema principale risiedeva nell'osteolisi indotta dai detriti da usura del polietilene prodotti dall'attrito delle teste protesiche di grandi dimensioni.[RIF 14,RIF 16] A causa dei risultati poco incoraggianti a lungo termine i rivestimenti metallo-polietilene vennero pressoché abbandonati.[RIF 15]
- Nel 1958 Charnley utilizzò delle cupole acetabolari di Teflon (politetrafluoroetilene PTFE), materiale dotato di un basso coefficiente di attrito che venne abbandonato solo dopo tre anni per le importanti reazioni da corpo estraneo scatenate dalle particelle liberate dagli impianti.
- Nel 1961, all'insaputa di Charnley, un suo assistente sperimentò il polietilene ad alta densità dimostrando una ridotta usura del materiale. Lo stesso anno Charnley impiantò la prima cupola in polietilene ad alta densità (HMWP). Alla fine di questo lungo lavoro le dimensioni finali giudicate ottimali da Charnley furono di 22 mm per la testa e di 50 mm per il diametro esterno della cupola acetabolare; nasceva così il concetto di "low friction arthroplasty".[RIF 17,RIF 18]
- Nel 1971 Judet prima, e nel 1978 Lord poi, proposero una protesi a superficie "madreporca" con appoggio trocanterico avente un lungo gambo il cui ancoraggio

si realizza grazie alle molteplici irregolarità sferiche successivamente osteointegrate nell'osso. Il cotile veniva avvitato nella cavità acetabolare con un inserto in polietilene.

- È del 1974 la protesi di Mittelmeier ceramica-ceramica che prevedeva un gambo a sezione quadrilatera avente numerose depressioni destinate a facilitarne il bloccaggio.
- Introduzione da parte di Weber, nel 1988, di un accoppiamento metallo-metallo di nuova concezione ingegneristica ad alto contenuto di carburi utilizzato nelle protesi convenzionali Metasul (Sulzer Orthopedics) caratterizzato da una bassissima usura permise di recuperare l'impiego delle protesi di rivestimento.[RIF 19]

Oggi si stima siano in uso oltre 700 differenti modelli di protesi d'anca in tutto il mondo ma solo alcuni di essi possono vantare un significativo follow-up.

## 2. Testo Primo modello

```
finish

/clear

/cwd,"

/filnam, prova

/title, prova

/prep7

!----- Definizione parametri -----

! GEOMETRIA

rb=26  !raggio esterno liner

rh=16  !raggio testa (prima rc)

cl= 0.03
```

rc=rh+cl ! (prima rd)

! per ora non usati

va=180

rg=10 !geometria di bordo

ra=56

! MATERIALI

Eh=210000 ! head (MPa)

nh=0.3 ! Poisson

Ec=210000 ! cup (MPa)

nc=0.3 ! Poisson

Em=210000

nm=0.3

! CONFIGURAZIONE

ang=0 !angolo contatto dalla verticale

pig=acos(-1)

angrad= ang/180\*pig

! carico

load=2500 !Newton

press=load/((rh\*rh)\*pig)

! soluzione Hertziana

req=1/((1/rh)-(1/rc))

Eeqinv=((1-(nh\*nh))/Eh)+((1-(nc\*nc))/Ec)

a=(3\*load\*req\*Eeqinv/4)\*\*(1/3)

pH=(3\*load)/(2\*pig\*a\*a)

delta=(9\*load\*load\*Eeqinv\*Eeqinv/(16\*req\*req))\*\*(1/3)



```
! parametri per mesh modello

nec=5    ! num elementi arco testa semi-impr Hertz

es=a/nec  ! dimensione elemento contatto

th=5      ! spessore layer contatto

!----- Definizione elementi -----

et,11,SOLID186    !elemento 3

ET,3,TARGE170    ! 3-D TARGET ELEMENTS

ET,2,CONTA174    ! 3-D CONTACT ELEMENTS

keyopt,2,5,3

keyopt,2,7,

keyopt,2,10,3

r,3,rc,,,,

!----- Definizione materiali -----

MP,EX,1,Eh      ! head

MP,NUXY,1,nh

MP,EX,2,Em      ! cup LARGER CYLINDER PROPERTIES

MP,NUXY,2,nm

!----- Definizione geometria -----

local,14,0,0,0,0,0,90

local,12,0,0,-cl,0,ang

csys,0

sphere,rc,rc+th,0,90  ! coppa
```

```
sphere,rc+th,rb,0,90
sphere,rh,rh-th,0,90 ! testa
sphere,rh-th,0,0,90
vglue,1,2
vglue,3,4
vtran,14,1,5,4,,0,1    !trasferisce i volumi nel riferimento 14
vtran,14,2,3,1,,0,1
!----- MESH -----
type,11
mopt,vmesh,alternate
esize,2*es
MSHAPE,1,3D
MSHKEY,0
MAT,1
vmesh,1,3,1
MAT,2
vmesh,5,

!----- contact pair -----

real,3
! Generate the target surface
ASEL,S,area,,9,,
arefine,all,,,1,3,clean,
TYPE,3
amesh,all
allsel
```

```
!Generate the contact surface

ASEL,S,area,,2,,

arefine,all,,,1,3,clean,

type,2

amesh,all

areverse,all,0 !inverte le normali

ALLSEL

!----- inclina coppa -----

vtran,12,1,5,4,0,0,1
csys,0

!----- boundary conditions -----

asel,s,area,,5,,
da,all,all,0 ! vincolo alla coppa
allsel
NSEL,S,LOC,z ! SYMMETRY CONSTRAINTS

D,ALL,Uz

allsel

ASEL,S,area,,6,11,5 ! SELECT bottom EDGE OF HEAD MODEL

cm,base,area

nsla,s,1

cm,nbase,nodes !seleziona nodi su base

CP,1,UY,ALL ! COUPLE NODES alla base

*GET,NC,NODE,,NUM,MIN ! GET LOWEST NODE NUMBER (MASTER)

allsel

FINISH

SAVE,
```

```
!----- SOLU -----  
  
/SOLU  
  
SOLCONTROL,ON,ON  
  
Time,1  
  
D,NC,UY,0.01          ! APPLY SMALL DISPLACEMENT TO ENGAGE  
CONTACT  
  
lswrite,1             ! SOLVE FIRST LOAD STEP  
  
time,2  
  
DDELE,NC,UY          ! DELETE IMPOSED DISPLACEMENT  
  
sf,nbase,pres,press  
  
lswrite,2  
  
lssolve,1,2,1  
  
fini  
  
/POST1  
  
set,last  
  
esel,s,type,,2  
  
plns,conta,press  
  
nsele,  
  
nsel,r,cont,stat,2,3,1  
  
/header,off  
  
/page,1000,200,1000,200  
  
/output,press,txt  
  
prns,cont  
  
/output,nlist,txt  
  
nlist  
  
/output
```

### 3. Testo secondo modello

#### *a. main*

! APPROCCIO CON SUBMODELLING AL CONTATTO 3D ANCA

! CONICO

! OK PER HoH implants

finish

/clear

/cwd,'D:\Temp-Ansys\CoC-edge' ! directory d lavoro dove mettere anche i file x.ans

! richiama altri file

! step 1 - modello Coarse analisi completa

/inp,edgecoarse,ans

! step 2 - sottomodello: geometria e mesh

! scrive file sub.node

finish

/clear

/inp,edgesub,ans

! step 3 - risultati coarse interpolati sui nodi interfaccia

! scrive file cbdof con condizioni per sottomodello

RESUME,edgecoarse,DB

/post1

file,edgecoarse,rst

set,last ! solo ultimo step

cbdof,edgesub,node,,edgesub,cbdo

fini

! step 4 - lancia analisi sottomodello

RESUME,edgesub,DB

/SOLU

SOLCONTROL,ON,ON

/inp,edgesub,cbdo

DCUM,ADD

solve

fini

/POST1

set,last

esel,s,type,,2

plns,conta,press

### ***b. edgecoarse***

/filnam,edgecoarse

/title,edgecoarse

/inp,edgegeom3,ans

vglue,3,5

vglue,1,2,4,

aadd,13,14,20

aadd,16,24

!----- MESH -----

! parametri per mesh

es=a/nec ! dimensione elemento contatto

type,1

MSHAPE,1,3d

MSHKEY,0

```
mopt,vmesh,alternate
esize,1.4*es
MAT,1
vmesh,3
MAT,2
vmesh,1
esize,2*es
MAT,1
vmesh,5,
MAT,2
vmesh,2
MAT,3
vmesh,4
vimp,all
!----- contact pair -----
real,1
! Generate the contact surface
ASEL,S,area,,19,      !su testina
arefine,all,,,1,3,,
TYPE,2
amesh,all
!areverse,all,0  !inverte le normali
allsel
!Generate the target surface
ASEL,S,area,,4,5,1
arefine,all,,,1,2,,
type,3
```

amesh,all

ALLSEL

!----- boundary conditions -----

asel,s,area,,18,,

da,all,all,0 ! vincolo alla coppa

allsel

NSEL,S,LOC,z ! SYMMETRY CONSTRAINTS

D,ALL,Uz

allsel

ASEL,S,area,,27, ! SELECT bottom EDGE OF HEAD MODEL

cm,base,area

nsla,s,1

cm,nbase,nodes !seleziona nodi su base

CP,1,UY,ALL ! COUPLE NODES alla base

CP,2,UX,ALL

\*GET,NC,NODE,,NUM,MIN ! GET LOWEST NODE NUMBER (MASTER)

allsel

FINISH

SAVE,

!----- SOLU -----

/SOLU

SOLCONTROL,ON,ON

Time,1

D,NC,UY,0.02 ! APPLY SMALL DISPLACEMENT TO ENGAGE  
CONTACT



```
D,nc,ux,0
lswrite,1      ! SOLVE FIRST LOAD STEP
time,2
DDELE,NC,UY    ! DELETE IMPOSED DISPLACEMENT
sf,nbase,pres,press
lswrite,2
lssolve,1,2,1
save
fini
/POST1
set,last
esel,s,type,,2
plns,conta,press
!allsel
!fini
```

### ***c. edgegeom3***

```
!fini
!/clear
/prep7
! ----- DATI MODELLO -----
! ----- GEOMETRIA -----
rh=16  ! raggio testa (mm)
cl= 0.03 ! clearance radiale (mm)
rc=rh+cl ! raggio coppa (mm)
th=5   ! spessore coppa
rb=26  !raggio esterno liner
```

```

ang=75      !angolo contatto dalla verticale
angb=7.5 !angolo corrispondente al bordo
angmr=(90-ang)*2+10 !angolo modello per zona contatto coppa dal bordo
ang1=30 !angolo modello per zona contatto coppa - circonferenziale
pig=acos(-1)
angrad= ang/180*pig
angbrad= angb/180*pig

! ----- CARICO -----
load=2500 !Newton
press=load/((rh*rh)*pig)
! ----- MATERIALI -----
Eh=380000 !head (MPa)
nh=0.23   !Poisson
Ec=380000 !cup (MPa)
nc=0.23   !Poisson
Eb=210000 !backing (MPa)
nb=0.3     !Poisson
!SOLUZIONE HERTZIANA
req=1/((1/rh)-(1/rc))
Eeqinv=((1-(nh*nh))/Eh)+((1-(nc*nc))/Ec)
a=(3*load*req*Eeqinv/4)**(1/3)
pH=(3*load)/(2*pig*a*a)
delta=(9*load*load*Eeqinv*Eeqinv/(16*req*req))**(1/3)
! parametri per mesh modello
nec=5      ! num elementi arco testa semi-impr Hertz

```

```
es=a/nec    ! dimensione elemento contatto

! ----- PROPRIETA' MESH

nec=5    ! COARSE num elementi in semi-impronta x dimens elementi lontano dal contatto,
        ! nella zona contatto (refc+1)*nec

refc=1    ! COARSE refine nella zona di contatto


nes=5    ! SUB num elementi in semi-impronta x dimens elementi lontano dal contatto,
        ! nella zona contatto (refs+1)*nes

refs=1    ! SUBrefine nella zona di contatto

!----- Definizione elementi -----

et,1,SOLID186    !elemento 3d

ET,3,TARGE170    ! 3-D TARGET ELEMENTS

ET,2,CONTA174    ! 3-D CONTACT ELEMENTS

keyopt,2,5,3

keyopt,2,7,

keyopt,2,10,3

r,1,rc,,,,,

!----- Definizione materiali -----

MP,EX,1,Eh    ! head

MP,NUXY,1,nh

MP,EX,2,Ec    ! cup

MP,NUXY,2,nc

MP,EX,3,Eb    ! backing

MP,NUXY,3,nb

! MODELLO COARSE

!----- Definizione geometria -----
```

/pnum,volu,1  
/pnum,area,1  
local,14,0,0,0,0,0,90  
local,13,0,0,0,0,ang  
local,12,0,0,-cl,0,ang  
csys,1  
k,1  
k,2,rc+th,0,0  
k,3,rc+th,angmr  
k,4,rc,angmr  
! raccordo conico  
k,5,rc,angb  
k,6,rc\*sin(100/180\*pig)/sin((80-angb)/180\*pig)  
csys,0  
larc,2,3,1,rc+th  
l,3,4  
larc,4,5,1,rc  
l,5,6  
l,6,2  
al,all  
k,200,0,1  
vrotat,1,,,,,1,200,ang1,1  
vrotat,7,,,,,1,200,180-ang1,1  
!coppa - raccordo  
k,17,0,rc+th  
k,18,0,rc  
larc,3,17,1,rc+th

l,17,18  
larc,18,4,1,rc  
al,2,26,27,28  
vrotat,14,,,,,1,200,180,1  
vadd,2,3  
vglue,all  
!backing  
k,19,rb,  
k,20,0,rb  
l,2,19  
larc,19,20,1,rb  
l,20,17  
al,29,30,31,26,1  
vrotat,16,,,,,1,200,180,1  
vtran,12,1,3,1,0,1,1    ! inclina coppa  
csys,0  
vglue,1,2,3  
! testa                    -----  
csys,1  
ang2=0  
k,50,rh,ang2  
k,51,rh,ang2+angmr  
k,52,rh-th,ang2+angmr  
k,53,rh-th,ang2  
csys,0  
larc,50,51,1,rh  
l,51,52

larc,52,53,1,rh-th  
l,50,53  
al,32,34,35,38  
vrotat,17,,,,,1,200,ang1,1     !tassello testa  
!vtran,13,3,,,0,1  
sphere,rh,0,0,90  
vtran,14,5,,,0,1     !trasferisce sfera nel riferimento 14  
!vsel,s,volu,,1,  
!vsel,a,volu,,4,5,1  
!vtran,12,all,,,0,1,1     ! inclina coppa  
allsel  
vtran,13,3,,,0,1,1  
csys,0  
vsbv,5,3,,delete,keep  
!vplo,1  
!vtran,13,2,6,4,0,1,1  
allsel  
numcmp,volu  
numcmp,area

#### ***d. edgesub***

/filnam,edgesub  
/title,edgesub  
/inp,edgegeom3,ans  
vdele,4,5,1,1  
vdele,2,,,1

```
!----- MESH -----

! parametri per mesh
es=a/nis ! dimensione elemento contatto
type,1
esize,0.6*es
MSHAPE,1,3d
MSHKEY,0
mopt,vmesh,alternate
MAT,1 !head
vmesh,3,
MAT,2 !cup
vmesh,1
vimp,all

!----- contact pair -----
real,1

! Generate the contact surface
ASEL,S,area,,19, !su testina
arefine,all,,,1,3,,
TYPE,2
amesh,all
!areverse,all,0
allsel

!Generate the contact surface
ASEL,S,area,,4,5,1
arefine,all,,,1,3,,
type,3
```

amesh,all

!inverte le normali

ALLSEL

!----- boundary conditions -----

! nodi ai tagli

asel,s,area,,2,3,1

asel,a,area,,7,,

asel,a,area,,21,22,1

asel,a,area,,25,26,1

nsla,s,1

nwrite,

nsl,s,loc,z,0,

d,all,uz,0

allsel

save

FINISH



## 6 Bibliografia

**RIF 1** (HLucasAnissian) *Metal-on-metal bearing in hip prosthesis generates 100-fold less wear debris than metal-on-polyethylene* HLucasAnissian', AndreStark', AllenGustafson2,VictoriaGood2andIanCClarke2

**RIF 2** *Bioengineering reasons for the failure of metal-on-metal hip prostheses* J. Fisher

**RIF 3** *Total Hip Replacement: Ceramic-on-Ceramic* Amir-Reza Jenabzadeh, MBBS, BSc, FRCS (Tr & Orth), Simon J. Pearce, MBBS, FRCS (Tr & Orth), and William L. Walter, MBBS, FRACS (Orth), PhD

**RIF 4** *Friction of Total Hip Replacements With Different Bearings and Loading Conditions* Claire Brockett,<sup>1</sup> Sophie Williams,<sup>1</sup> Zhongmin Jin,<sup>1</sup> Graham Isaac,<sup>2</sup> John Fisher<sup>1</sup>

**RIF 5** *Comparison of ceramic-on-metal and metal-on-metal hip prostheses under adverse conditions* Sophie Williams,<sup>1</sup> Mazen Al-Hajjar,<sup>1</sup> Graham H. Isaac,<sup>1,2</sup> John Fisher<sup>1</sup>

**RIF 6** *Wear in alumina-on-alumina ceramic total hip replacements* C. I. Esposito, W. L. Walter, A. Roques, M. A. Tuke, B. A. Zicat, W. R. Walsh, W. K. Walter

**RIF 7** Gomez PF, Morcuende JA. *Early attempts at hip arthroplasty 1700s to 1950s.* The Iowa Orthopaedic Journal. 2005;25:25-9.

**RIF 8** Smith-Petersen MN, *Treatment of malum coxae senilis, old slipped femoral epiphysis, intrapelvic protrusion of the acetabulum, and coxa plana by means of acetabuloplasty.* J Bone Joint Surg. 1936;18: 869-884.

**RIF 9** Smith Petersen MN, *Evolution of mould arthroplasty of the hip joint.* J Bone Joint Surg. 1948;30B: 59-74.

**RIF 10** Signorello LB, Ye W, Fryzek JP, Lipworth L, Fraumeni JF Jr, Blot WJ, McLaughlin JK, Nyren O. *Nationwide study of cancer risk among hip replacement patients in Sweden.* J Natl Cancer Inst.

**RIF 11** Steinberg ME, *Reconstructive Surgery of the adult Hip: an over- view.* In Steinberg ME. The hip and its disorders. Philadelphia, WB Saunders Company. 1991;705-727.

**RIF 12** Charnley JC., *Arthroplasty of the hip: a new operation.* Lancet, 1: 1129-1132, 1961.

**RIF 13** .Tanaka S, *Surface replacement of the hip joint.,* Clin. Orthop. 134, 75-79, 1978.

**RIF 14** Amstutz HC, Grigoris P, Surface Replacement of the hip, <http://www.jri-oh.com/hipsurgery/surface.asp>, 1997.

**RIF 15** Ahnfelt L., Herberts P., Malchau H., et al., Prognosis of total hip replacement, *Acta Orthop Scand* 61 (suppl 238): 1-26; 1990.

**RIF 16.** Amstutz HC., Noordin S., Campbell PA., et al.: Precision fit surface hemiarthroplasty for femoral head osteonecrosis. In press: *Osteonecrosis: etiology, diagnosis and management*, American Academy of Orthopedic Surgeons, 1997.

**RIF 17** Charnley JC: Total hip replacement by low-friction arthroplasty. *Clin Orthop*. 1970;72: 7-22.

**RIF 18** Clarke I, Donaldson T, Bowsher J, Nasser S, Takahashi T. *Current Concepts of Metal-on-metal Hip Resurfacing. Orthop Clin N Am.* 2005;36: 143-162.

**RIF 19** Weber BG. Experience with the Metasul total hip bearing system. *Clin Orthop* 1996;329S:S69-77.

**RIF 20** *Influence of Acetabular Cup Rim Design on the Contact Stress During Edge Loading in Ceramic-on-Ceramic Hip Prostheses*  
Mathew Mak, PhD, Zhongmin Jin, PhD, John Fisher, PhD, and Todd D. Stewart, PhD

**RIF 21** *Edge-Loading Severity as a Function of Cup Lip Radius in Metal-on-Metal Total Hips—A Finite Element Analysis*  
Jacob M. Elkins,<sup>1,2</sup> Karen M. Kruger,<sup>1,2</sup> Douglas R. Pedersen,<sup>1,2</sup> John J. Callaghan,<sup>1,2,3</sup> Thomas D. Brown<sup>1,2</sup>

**RIF 22** *Effect of cup inclination angle during microseparation and rim loading on the wear of BIOLOX delta ceramic-on-ceramic total hip replacement*  
Mazen Al-Hajjar, Ian J. Leslie, Joanne Tipper, Sophie Williams, John Fisher, Louise M. Jennings

**RIF 23** *Correlation between inclination of the acetabular component and metal ion levels in metal-on-metal hip resurfacing replacement*  
R. De Haan, C. Pattyn, H. S. Gill, D. W. Murray, P. A. Campbell, K. De Smet

**RIF 24** *Hard-on-Hard Total Hip Impingement Causes Extreme Contact Stress Concentrations*  
Jacob M. Elkins MS, Megan K. O'Brien BS, Nicholas J. Stroud BSE, Douglas R. Pedersen PhD, John J. Callaghan MD, Thomas D. Brown PhD

**RIF 25** *Effect of cup abduction angle and head lateral microseparation on contact stresses in ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty*  
Elhadi Soriali, Todd Stewart, Zhongmin Jin, John Fisher

**RIF 26** *Orientation and wear of the acetabular component in third generation alumina-on-alumina ceramic bearings*  
P. J. Lusty, A. Watson, M. A. Tuke, W. L. Walter, W. K. Walter, B. Zicat

**RIF 27** *Finite Element Analysis of the Contact Mechanics of Ceramic-on-Ceramic Hip Resurfacing Prostheses* Ahmet C. Cilingir

**RIF 28** *Effect of Bearing Size on the Long-Term Wear, Wear Debris, and Ion Levels of Large Diameter Metal-on-Metal Hip Replacements—An In Vitro Study*

Ian Leslie, Sophie Williams, Chris Brown, Graham Isaac, Zhongmin Jin, Eileen Ingham, John Fisher

**RIF 29** *Effect of femoral head size on the wear of metal on metal bearings in total hip replacements under adverse edge-loading conditions*

Mazen Al-Hajjar, John Fisher, Sophie Williams, Joanne L. Tipper, Louise M. Jennings

**RIF 30** *Large Versus Small Femoral Heads in Metal-on-Metal Total Hip Arthroplasty*

John M. Cuckler, K. David Moore, Adolph V. Lombardi, Jr. Edward McPherson, and Roger Emerson

**RIF 31** *L'artoplastica di rivestimento dell'anca con accoppiamento metallo metallo: 142 casi consecutivi ad un follow-up minimo di 5* Gianluca Grandi

**RIF 32** *Edge Loading in Third Generation Alumina Ceramic-on-Ceramic Bearings*

William L. Walter, MBBS,\* Gerard M. Insley, William K. Walter, and Michael A. Tuke

**RIF 33** *fisiologia articolare* I.A Kapandji



